

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет  
Кафедра виробництва приладів**

«На правах рукопису»  
УДК \_\_\_\_\_

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Магістерська дисертація**

**на здобуття ступеня магістра**

**зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка**

**на тему: «Визначення теплопровідності біологічних матеріалів»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) VI курсу, групи ПБ-62м

Матвієнко Андрій Миколайович \_\_\_\_\_

Керівник:

К.т.н., доцент,

Терещенко М.Ф. \_\_\_\_\_

Консультант з розділу «Розробка стартап-проектів»:

К.е.н., доцент,

Бояринова К.О. \_\_\_\_\_

Рецензент:

Д.т.н., професор

Киричук Ю.В. \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації  
немає запозичень з праць інших авторів без  
відповідних посилань.

Студент (-ка) \_\_\_\_\_

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Приладобудівний факультет**

**Кафедра виробництва приладів**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-науковою програмою  
Спеціальність (спеціалізація) – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна  
техніка» («Біомедична вимірювальна техніка»)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ  
на магістерську дисертацію студенту  
Матвієнку Андрію Миколайовичу**

1. Тема дисертації «Визначення теплопровідності біологічних матеріалів»,  
науковий керівник дисертації Терещенко Микола Федорович, к.т.н., доцент,  
затверджені наказом по університету від «23» 03 2018 р. № 1006-с

2. Термін подання студентом дисертації \_\_\_\_\_

3. Об'єкт дослідження

4. Предмет дослідження

5. Перелік завдань, які потрібно розробити

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу

7. Орієнтовний перелік публікацій

8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проектів	Бояринова К.О., к.е.н., доцент		

9. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

\* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено наукового керівника магістерської дисертації.

## Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Теоретична частина		
2	Взаємодія джерела тепла з біологічними матеріалами		
3	Розробка апарату		
4	Методика проведення досліджень		
5	Експериментальна частина		
6	Розроблення стартап проекту		

Студент

А.М. Матвієнко

Науковий керівник дисертації

М.Ф. Терещенко

## РЕФЕРАТ

**Тема магістерської дисертації:** «Визначення теплопровідності біологічних матеріалів», затверджена наказом по університету від «23» березня 2018р. № 1006-С.

**Актуальність:** необхідність дослідження ТФВ (теплофізичних властивостей) в медицині зумовлена потребами кріомедицини при вивченні властивостей біотканин, що надає можливість здійснювати оцінку моделей теплопередачі в тканинах при термографії, збереженні органів при трансплантації, оцінки стану тканин при гіпотермії та гіпертермії, при опікових травмах, в кріохірургії та дослідженні обморожень.

**Об'єкт дослідження:** вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів.

**Предмет дослідження:** градієнт параметрів терморезистора опору.

**Мета і завдання:** обґрунтування методу вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів з застосуванням терморезистора опору та розробка апарату для його реалізації.

**Методи дослідження:** проведені в роботі теоретичні та практичні дослідження ґрунтуються на використанні методу імпульсного нагріву терморезистора опору для вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів в обмеженому діапазоні значень ТФХ.

**Матеріал досліджень:** огляд та аналіз періодичної література з тематики досліджень, патентний пошук у вітчизняних та зарубіжних виданнях.

**Наукова новизна:** встановлення та обґрунтування залежностей ТФВ біологічних матеріалів з використанням імпульсного нагріву терморезистора опору.

**Постановка задачі:**

- 1) Здійснити аналіз існуючих методик та апаратів для вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів;

- 2) Обґрунтувати вибраний метод та вдосконалити необхідну математичну модель;
- 3) У відповідності з вимогами для вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів розробити мобільний апарат для реалізації поставленого методу;
- 4) Розробити програмне забезпечення та методику роботи з апаратом;
- 5) Проведені необхідні дослідження з використанням представленого апарату для підтвердження правильності вибраного методу.

**Практичне значення:** розроблено мобільний апарат з застосуванням терморезистора опору з використання його імпульсного нагріву при дослідженні ТФХ біологічних матеріалів. Створене необхідне програмне забезпечення та запропонована методика роботи з апаратом, що надає можливість вимірювати ТФХ біологічних матеріалів в діагностичних цілях.

**Апробація:** Результати магістерської дисертації апробовано на науково-технічних конференціях: 9-й Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Республика Беларусь, г. Минск (2016); 9-та науково-практична конференція студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», м. Київ, Україна (2016); X Международной научно-технической конференции "Приборостроение – 2017", г. Минск, Республика Беларусь (2017); 17-та Міжнародна науково-технічна конференція "Приладобудування: стан і перспективи", НТТУ «КПІ імені І. Сікорського», Приладобудівний факультет, Київ (2018).

**Публікації:** Результати магістерської дисертації представлено в 1-й науковій статті зі списку журналів ВАК, 2-х закордонних публікаціях та 3-х тезах доповідей. Отримано 1 патент на корисну модель.

**Ключові слова:** медицина, терморезистор опору, ТФХ біологічних матеріалів.

**Структура та обсяг роботи:** Магістерська дисертація викладена на 107 сторінках. Робота містить 35 ілюстрацій, 29 таблиць, 3 додаток та 83 літературних джерела.

## РЕФЕРАТ

**Тема магистерской диссертации:** «Определение теплопроводности биологических материалов», утвержденная приказом по университету от «23» марта 2018г. № 1006-С.

**Актуальность:** необходимость исследования ТФС (теплофизических свойств) в медицине обусловлена потребностями криомедицины при изучении свойств биотканей, которая позволяет осуществлять оценку моделей теплопередачи в тканях при термографии, сохранении органов при трансплантации, оценки состояния тканей при гипотермии и гипертермии, при ожоговых травмах, в криохирургии и исследовании обморожений.

**Объект исследования:** измерение теплофизических характеристик биологических материалов.

**Предмет исследования:** терморезистор сопротивления.

**Цель и задачи:** обоснование метода измерения теплофизических характеристик биологических материалов с применением терморезистора сопротивления и разработка аппарата для его реализации.

**Методы исследования:** проведенные в работе теоретические и практические исследования основываются на использовании метода импульсного подогрева терморезистора сопротивления для измерения теплофизических характеристик биологических материалов в ограниченном диапазоне значений ТФХ.

**Материал исследований:** периодическая литература по тематике исследований, патентный поиск отечественных и зарубежных изданий.

**Научная новизна:** обоснование зависимостей ТФВ биологических материалов с использованием импульсного нагрева терморезистора сопротивления.

**Постановка задачи:**

1) Осуществить анализ существующих методик и аппаратов для измерения теплофизических характеристик биологических материалов;

2) обосновать выбранный метод и усовершенствовать необходимую математическую модель;

3) В соответствии с требованиями для измерения теплофизических свойств биологических материалов разработать мобильный аппарат для реализации поставленной метода;

4) Разработать программное обеспечение и методику работы с аппаратом;

5) Произведены необходимые исследования с использованием представленного аппарата для подтверждения правильности выбранного метода.

**Практическое значение:** разработан мобильный аппарат с применением терморезистора сопротивления по использованию его импульсного подогрева при исследовании ТФХ биологических материалов. Созданное необходимое программное обеспечение и запатентована методика работы с аппаратом, позволяет измерять ТФХ биологических материалов в диагностических целях.

**Апробация:** Результаты магистерской диссертации апробированы на научно-технических конференциях: 9-й Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Республика Беларусь, г. Минск (2016) 9-я научно-практическая конференция студентов и аспирантов «Взгляд в будущее приборостроения», г. Киев, Украина. (2016) X Международной научно-технической конференции "Приборостроение - 2017", г. Минск, Республика Беларусь (2017) 17-я Международная научно-техническая конференция "Приборостроение: состояние и перспективы", НТТУ «КПИ имени И. Сикорского», Приборостроительный факультет, Киев (2018).

**Публикации:** Результаты магистерской диссертации представлены в 1-й научной статье из списка журналов ВАК, 2-х иностранных публикациях и 3-х тезисах докладов. Получено 1 патент на полезную модель.

**Ключевые слова:** медицина, терморезистор сопротивления, ТФХ биологических материалов.

**Структура и объем работы:** Магистерская диссертация изложена на 107 страницах. Работа содержит 35 иллюстраций, 29 таблиц, 3 приложение и 83 литературных источника.

## SUMMARY

**Theme of master's thesis:** "Determination of thermal conductivity of biological materials", approved by order of the University from March 23, 2018. № 1006-C.

**Relevance:** The necessity of the study of TFCV in medicine is due to the needs of cryomedicine when studying the properties of biotanks, which makes it possible to evaluate the models of heat transfer in tissues with thermography, the maintenance of organs during transplantation, the assessment of the state of tissues in hypothermia and hyperthermia, in burn injuries, in cryosurgery and in the study of frostbite.

**Object of research:** measurement of thermophysical characteristics of biological materials.

**Purpose of the study:** resistor thermistor.

**Objectives:** substantiation of the method of measuring the thermophysical characteristics of biological materials using a resistance thermistor and developing a device for its implementation.

**Methods:** the theoretical and practical studies carried out in the work are based on the use of the pulse heating method of a resistance thermistor to measure the thermophysical characteristics of biological materials in a limited range of TPC values.

**Material research:** periodical literature on the subject of research, patent search domestic and foreign publications.

**Scientific novelty:** substantiation of the dependences of TPV of biological materials using impulse heating of resistance thermistor.

**Problem:**

- 1) To carry out an analysis of existing techniques and apparatus for measuring the thermophysical characteristics of biological materials;
- 2) justify the chosen method and improve the necessary mathematical model;



3) In accordance with the requirements for measuring the thermophysical properties of biological materials, develop a mobile device for implementing the method;

4) Develop software and methods of working with the device;

5) The necessary studies were carried out using the presented apparatus to confirm the correctness of the chosen method.

**Practical significance:** a mobile device with the use of a resistance thermistor for the use of the method of its pulse heating in the study of the TPC of biological materials was developed. The necessary software has been created and the technique of working with the apparatus has been populated, it makes it possible to measure the TPC of biological materials for diagnostic purposes.

**Approbation:** The results of the master's thesis have been tested at scientific and technical conferences: the 9th International Scientific and Technical Conference of Young Scientists and Students "New Directions of Instrument Development", Republic of Belarus, Minsk (2016); 9th Scientific and Practical Conference of Students and Postgraduates "A View to the Future of Instrumentation", Kyiv, Ukraine (2016); X International Scientific and Technical Conference "Instrument Engineering - 2017", Minsk, Republic of Belarus (2017); 17th International Scientific and Technical Conference "Instrumentation: Status and Prospects", NTU "KPI named after I. Sikorsky", Instrument-making Faculty, Kiev (2018).

**Publications:** The results of the master's thesis are presented in the 1 st scientific article from the list of VAC journals, 2 foreign publications and 3 thesis papers. We received 1 patent for utility model.

**Keywords:** medicine, thermistor resistance, TPC of biological materials.

**The structure and scope of work:** Master's thesis presented to 107 pages. The paper contains 35 figures, 29 tables, 3 addition and 83 literature.

## Зміст

	стр.
Перелік умовних позначень, скорочень.....	12
Вступ.....	13
<b>РОЗДІЛ I. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА</b>	<b>14</b>
1.1 Використання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів в біології, медицині та харчовій промисловості.....	14
1.2 Методи вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів. ....	16
1.2.1 Аналіз існуючих методів вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів .....	16
1.2.2 Аналіз досліджень в області вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів методом імпульсного нагріву терморезистор опору .....	21
1.3 Наукова проблема.....	26
1.4 Шляхи вирішення проблеми.....	27
1.5 Апарати і комплекси для вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів.....	29
Висновки до розділу.....	34
<b>РОЗДІЛ II. ВЗАЄМОДІЯ ДЖЕРЕЛА ТЕПЛОТВОРЕННЯ З БІОЛОГІЧНИМИ МАТЕРІАЛАМИ</b>	<b>35</b>
2.1 Вибір ЧЕ .....	35
2.2 Методика розрахунку коефіцієнта теплопровідності.....	42
Висновки до розділу.....	48
<b>РОЗДІЛ III. РОЗРОБКА АПАРАТУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТФВ</b>	<b>49</b>
3.1 Розробка функціональної схеми .....	49
3.2 Розробка принципової електричної схеми .....	55
3.3 Розробка конструкції дослідного зразка апарату.....	61
3.4 Програмне забезпечення для керування мобільним апаратом та визначення теплопровідності досліджуваних біологічних матеріалів ...	62

Висновки до розділу .....	62
<b>РОЗДІЛ IV. ОСОБЛИВОСТІ МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ</b>	62
4.1 Підготовка досліджуваних матеріалів та апарату до роботи .....	62
4.2 Порядок роботи з апаратом .....	63
Висновки до розділу .....	64
<b>РОЗДІЛ V. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА</b>	65
5.1 Розробка методики експериментів .....	65
5.2 Дослідження впливу процесів конвекції в біологічних матеріалах на похибку вимірювання теплопровідності біологічних матеріалів .....	65
5.3 Вимірювання теплопровідності рідких біологічних матеріалів .....	76
Висновки до розділу .....	81
<b>РОЗДІЛ VI. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ</b>	83
6.1 Опис ідеї проекту.....	83
6.2 Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї.....	84
6.3 Технологічний аудит ідеї проекту.....	84
6.4 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту .....	86
6.5 Розроблення ринкової стратегії проекту.....	92
6.6 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	94
Висновки до розділу .....	96
<b>Висновки до магістерської дисертації.....</b>	96
<b>Список використаних джерел.....</b>	98
<b>Додатки</b>	
Додаток А. Презентація .....	107



## Вступ

В останні десятиліття з розвитком біомедичної інженерії все більш важливим є визначення теплофізичних властивостей (ТФВ) біоматеріалів, таких як органи людини, продукти крові та різноманітні біологічні розчини. Зростає використання теплових процесів при спеціальних діагностичних процедурах, для лікування захворювань і вивчення біологічних явищ, що вимагає багаточисельні та надійні дані про теплофізичні властивості біоматеріалів. Ці теплові властивості необхідні для оцінки моделей теплопередачі в тканинах, які використовуються при термографії, збереженні органів при трансплантації, застосуванні гіпотермії та гіпертермії, при опікових травмах, в кріохірургії та дослідженні обморожень. Інновації в галузі охорони здоров'я на основі біогеопередачі включають такі програми, як фокусне лікування раку та серцево-судинних захворювань і збереження тканин та органів для трансплантації. При цьому необхідні точні знання про теплові властивості тканин. Також для успішного лікування необхідний ретельний контроль температури пухлини для того, щоб навколишні тканини залишилися неушкодженими.

Відхилення теплофізичних властивостей біологічних середовищ використовується в медичній діагностиці для визначення наявності та ступеню імунологічної реакції у пацієнта (імунотермістометрія). Суть методу базується на порівнянні ТФВ досліджуваної біологічної рідини в суміші з алергеном та контрольної біологічної рідини. Відхилення ТФВ досліджуваної біологічної рідини від контрольної і свідчить про наявність імунологічної реакції у пацієнта. В літературі є дані про використання методу імунотермістометрії для діагностики захворювань органів дихання і деяких форм алергії, у т. ч. у хворих на туберкульоз, для діагностики деяких інфекційних захворювань, харчової алергії та для діагностики склероми. Це було підтверджено результатами досліджень іншими методами.

Практична техніка повинна враховувати характеристики біоматеріалів, які мають різні форми і часто мають невеликий обсяг. Багато традиційних методів не

можуть задовільнити вимоги до форми зразка, властивостей та тривалості вимірювання, а тому звичайні методи визначення ТФВ теплопровідності та температуропровідності є не оптимальними, що затрудняє їх застосування при вимірюванні теплофізичних властивостей матеріалів.

## **РОЗДІЛ I. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА**

### **1.1 Використання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів в біології, медицині та харчовій промисловості**

Вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів використовується в біології для всебічного вивчення властивостей біологічних матеріалів, в медицині для з діагностичною та лікувальною метою, машинобудуванні при проектуванні технологічного устаткування, розрахунку його енергозатрат при обробці біологічних матеріалів. На рис.1.1 показано області біології, медицини, харчової промисловості в яких застосовуються ТФВ біологічних матеріалів.

В медицині ТФВ необхідні при вивченні властивостей біотканин для потреб кріомедицини [1], судової медицини [2], визначенні фізіологічних параметрів шкіри [3]; вивченні комфортного стану людини та з діагностичною метою [4].

В імунології ТФВ біологічних середовищ використовуються для реєстрації імунологічних реакцій [5-11]. Суть методу базується на реєстрації імунологічної реакції за допомогою реєстрації відхилень ТФВ в біологічному середовищі. Якщо в рідині відбувається імунологічна реакція, то внаслідок взаємодії антигена з антитілом виникають зміни колоїдно-дисперсійних властивостей білкових макромолекул.

Визначення перфузії, передачі крові при її мікроциркуляції є важливим фактором в хірургії, при пересадці тканин, захворюваннях серця та онкотерапії [12, 13, 14]. Одним із методів, яким можна визначити показники перфузії є метод імпульсного нагріву терморезистора опору.



Рис. 1.1. Використання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів в біології, медицині та харчовій промисловості

У цьому випадку мініатюрний терморезистор опору вводиться інвазивно в тканину і нагрівається. Ступінь розігріву терморезистору опору пов'язана як із теплопровідністю тканини, так і з її перфузією.

При зберіганні сільськогосподарської продукції в ній відбуваються різні фізичні та біохімічні процеси, що супроводжуються тепловими ефектами (наприклад, випаровування вологи і дихання - обмін речовин між рослинною тканиною і навколишнім середовищем) [15 - 20].

Процес випаровування є головною причиною втрати маси сільськогосподарської продукції при зберіганні [15 - 22]. Інтенсивність випаровування води залежить від сорту, морфологічної будови плодів, їх хімічного складу, ступеня стиглості, агротехніки і місця вирощування, температури і циркуляції навколишнього повітря.

Сировина, матеріали і продукти харчової промисловості являють собою складні об'єкти обробки [15]. Це зазвичай гетерогенні системи - тверді тіла різноманітної структури і рідкі розчини різної концентрації, в яких можуть знаходитися і газові включення. Визначення та оцінку значень теплофізичних властивостей (ТФВ) матеріалів слід пов'язувати з іншими властивостями і характеристиками, а також з методами їх обробки в різних технологічних процесах, тобто визначати реальні ефективні характеристики матеріалів.

## **1.2 Методи вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів**

### **1.2.1 Аналіз існуючих методів вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів**

Методи вимірювання теплопровідності біологічних матеріалів їх переваги та недоліки наведені в таблиці 1.1 [1].

Способом стаціонарного поздовжнього теплового потоку (нагрівання гарячою плитою) [1, 23] визначається теплопровідність у стаціонарному стані, використовуючи модель теплового потоку, значення теплового потоку та градієнт температури. Метод теплового компаратора [1, 24] використовує два різні



матеріали при різних початкових температурах та аналізі зміни температури при їх з'єднанні. В методі підігрітої термопари [1, 25], використовується термопара для вимірювання температури зразка, а його нагрівання здійснюється постійним струмом. Модель сферичного джерела тепла, що розсіює постійну кількість тепла в нескінченному середовищі методом імпульсного підігріву терморезистор опору використовується кількома способами для визначення теплопровідності та температуропровідності [1, 26]. Для способу, в якому терморезистор опору саморозігрівается до визначеного градієнта температур а досліджуваному середовищі нагрівання терморезистора опору здійснюється шляхом контролю потужності нагрівання, яка необхідна для підтримки необхідної температури терморезистор опору [1, 26]. Якщо теплопровідність зразка не є значно нижчою від теплопровідності зонда терморезистор опору має бути врахована теплова взаємодія терморезистор опору та досліджуваного середовища [1, 26]. Імпульсний метод нагрівання терморезистора опору, який вважається сферичним точковим джерелом тепла з одночасним контролем температури саморозігріву використовується для визначення температуропровідності зразка [27].

Похибка вимірювань зменшується коли форма терморезистор опору близька до форми шару у зв'язку з тим, що область найбільшого крутого теплового градієнта температур не примикає до зонда (тобто зонд лежить в області відносно рівномірної температури) і таким чином вплив ефекту кінцевого радіусу зонду є незначним при достатньому терміні часу дії іпульсу. Циліндрична модель методу імпульсного підігріву терморезистора опору була досліджена також в [28]. На додаток до вище описаних методів існують інші методи, в тому числі метод гарячої дроту (подібно до методу нагрітої термопари, але циліндричний за геометрією) [1, 26, 29], диференціальне калориметричне сканування, поверхневі методи вимірювання [30, 31], а також метод термометрії [32].

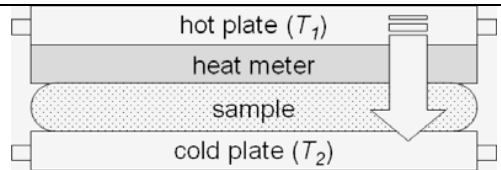
Вибір методу вимірювання повинен залежати від численних факторів, включаючи міркування щодо розміру вибірки, температури вимірюваного діапазону, можливість вимірювання і часові обмеження [1]. Стаціонарний метод

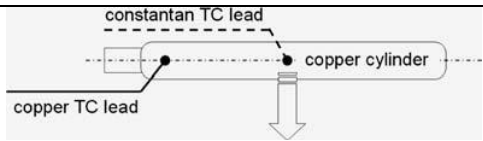
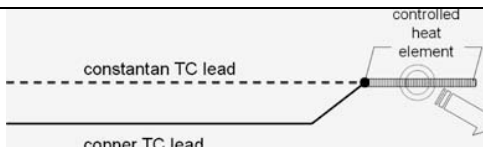
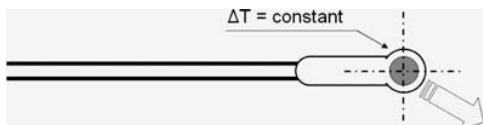
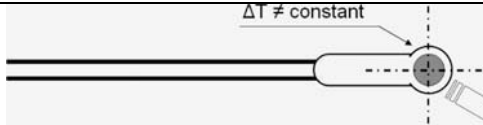
поздовжнього теплового потоку має свої переваги в тому, що теплопровідність безпосередньо вимірюється без необхідності знати значення теплоємності. Однак необхідно забезпечити необхідний тепловий потік, що може бути складним завданням і вимірювання *in vivo* стане неможливим. Метод теплового компаратора відносно легкий і не вимагає жодних теплових механізмів. Необхідна достатньо велика різниця температур, що є недоліком цього методу, а визначене значення ТФВ буде середнім в цьому діапазоні температур. Проблеми виникають, коли проводиться вимірювання твердих (заморожені) матеріалів, оскільки зонд не може бути занурений в досліджувану речовину. Хоча метод нагрітої терморпери використовує просту конструкцію зонда і може безпосередньо вимірювати теплопровідність, що вимагає складного механізму нагрівання.

Також допускається використання методу саморозігріву терморезистора опору до визначеного значення температури для імпульсного вимірювання теплопровідності, але для цього необхідно визначити еквівалентний його радіус. Імпульсний метод нагріву терморезистора опору вимагає мінімальної простої процедури калібрування і простого механізму його нагрівання, але повинна бути окремо визначена об'ємна теплоємність терморезистора опору для того, щоб знайти теплопровідність, що може стати проблемою.

Дані про теплові властивості біоматеріалів були розглянуті та аналізовані раніше в роботах [1, 33 - 37]. Оцінка ТФВ заснована на моделі теплопровідності основних складових матеріалу (вода / лід, білок, жир, вуглеводи, клітковина та зола) [38] та усереднення ТФВ складових частин на основі вагового відсотка [34].

Таблиця 1.1. Методи вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів[1]

Метод	Переваги	Недоліки	Схема та модель
Метод стаціонарного теплового потоку (нагрівання гарячою пластиною,	Безпосереднє вимірювання коефіцієнта теплопровідності.	Необхідний стаціонарний тепловий потік. Необхідний тривалий час вимірювання. Потрібний контроль	 $k = -q \frac{\Delta x}{\Delta T}$

поздовжній тепловий потік) [23]	Інші властивості. При цьому не вимагається.	температури зразка.	
Метод теплового компаратора (зонд Купера і Трежек, циліндричний тепловий потік) [24]	Відсутній механізм нагрівання. Короткочасне вимірювання.	Велике співвідношення між довжиною та діаметром. Необхідний складний алгоритм обробки даних. Великий інтервал часу призводить до необхідності обчислення середнього значення $\lambda$ . Непридатний для твердих матеріалів	 $\frac{T - T_{inf}}{T_{po} - T_{inf}} = \frac{4\gamma e^{-\beta r}}{\pi^2} \int_0^\infty \frac{e^{-u^2}}{u [A_1^2(u, \beta, \chi) + A_2^2(u, \beta, \chi)]} du$
Метод термопар з підігрівом (зонд Грейсона, сферичний тепловий потік) [25]	Простий зонд. Безпосереднє вимірювання коефіцієнта теплопровідності. Простий алгоритм обробки даних	Геометрія датчика не може задовольнити 1-D припущення. Необхідний стаціонарний тепловий потік. Необхідний тривалий час вимірювання. Потрібний контроль температури зразка.	 $k = \frac{l^2 R}{4\pi r \Delta T}$
Метод стаціонарного підігріву терморезистора опору (зонд Шато, сферичний тепловий потік) [26]	Простий зонд. Безпосереднє вимірювання коефіцієнта теплопровідності. Простий алгоритм обробки даних	Використовується еквівалентний радіус зонду. Складний інтерфейс. Потрібний контроль температури зразка і зонду.	 $\frac{T - T_o}{T_R - T_o} = \frac{r_p}{r} \operatorname{erfc} \frac{r - r_p}{2\sqrt{\alpha t}}$
Метод імпульсного підігріву терморезистора опору (метод	Прості зонд і метод нагріву. Простий	Необхідно визначити об'ємну теплоємність для визначення $\lambda$ . Наявні проблеми	

імпульсного розігріву, тепловий потік точка-джерела) [27]	алгоритм обробки даних.	чутливості зонду.	$T(0,t) = \frac{(\rho c)^{0.5} P}{8\pi^{1.5} k^{1.5}} [(t - t_p)^{-0.5} - t^{-0.5}]$
---	-------------------------	-------------------	--

На основі аналізу методів вимірювання ТФВ біологічних матеріалів можна стверджувати, що існуючі методи вимірювання ТФВ мають такі недоліки:

- використання стаціонарних методів вимагає тривалого часу вимірювання і характеризується складністю реалізації;
- нестаціонарні методи мають високу швидкодію, проте при проведенні досліджень складно реалізувати умови, що покладені в основу цих методів;
- практичне втілення більшості методів потребує створення складної та громіздкої конструкції вимірювального зонду, що значно ускладнює пристрій для вимірювання ТФВ, збільшує його собівартість та унеможливорює одночасне вимірювання великої кількості досліджуваних зразків.

Найбільш оптимальним методом вимірювання ТФВ біологічних матеріалів є метод імпульсного підігріву терморезистора опору [39]. Він має ряд переваг перед іншими методами: малі розміри терморезистора опору дозволяють значно зменшити об'єм досліджуваного матеріалу, що є актуальним при вимірюванні ТФВ біологічних матеріалів та значно скоротити час вимірювання, а простота конструкції та електричної схеми апарату вимірювання дозволяють проводити одночасне вимірювання великої кількості зразків, що забезпечує повторюваність результатів досліджень.

З проведеного аналізу методів вимірювання теплопровідності біологічних матеріалів можна зробити висновок, що метод імпульсного підігріву терморезистора опору є найоптимальнішим методом з точки зору простоти конструкції вимірювальної комірки та мінімальної кількості виміряних параметрів.

Нелінійність залежності опору терморезистора опору від температури та вплив захисної оболонки терморезистора опору на похибку вимірювання можна

врахувати введенням відповідних поправок при розрахунках, механізми впровадження яких описані в роботах [40-44].

### **1.2.2 Аналіз досліджень в області вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів методом імпульсного нагріву терморезистора опору**

Для визначення коефіцієнта теплопровідності методом імпульсного підігріву терморезистора опору використовуються наступні способи [45-49]:

- шляхом вимірювання температури розігріву терморезистора опору, який контактує з досліджуваним матеріалом [45, 46];

- шляхом порівняння температури додаткового розігріву терморезистора опору, який має тепловий контакт з досліджуваним матеріалом і температури додаткового розігріву того ж терморезистора опору, що має тепловий контакт з еталонним матеріалом [47, 48].

Обчислення коефіцієнта теплопровідності, яке проводиться шляхом вимірювання температури розігріву терморезистора опору, що має тепловий контакт з досліджуваним матеріалом [45, 49] здійснюється за формулою:

$$\lambda_{\text{д.м.}} = \frac{BQ}{(T_{\text{hot}} - T_{\text{cold}}) - A \bullet Q}, \text{ де:} \quad (1.1)$$

- $\lambda_{\text{д.м.}}$  – коефіцієнт теплопровідності досліджуваного матеріалу [ $Bm/m \cdot ^\circ C$ ] чи в несистемних одиницях [ $ккал/сек \cdot м \cdot ^\circ C$ ];

- $T_{\text{hot}}$  – температура терморезистора опору розігрітого електричним струмом,  $^\circ C$ ,

- $T_{\text{cold}}$  – температура терморезистора опору до нагрівання електричним струмом,  $^\circ C$

- $B$  – коефіцієнт, одержаний в результаті калібрувальних тестів з еталонними матеріалами з відомими теплофізичними характеристиками;

- $Q$  – кількість теплової енергії, яка виділяється терморезистор опору під дією електричного струму, [ $ккал/сек; Дж$ ].

Числове значення коефіцієнта  $B$ , визначається в результаті калібрувальних

тестувань еталонних матеріалів з відомими теплофізичними характеристиками і залежить від площі поверхні  $S_k$  капсули 11, яка знаходиться у тепловому контакті з досліджуванним матеріалом (радіусом контактної поверхні), і значенням температури терморезистора опору розігрітого електричним струмом  $T_{hot}$

Температура терморезистора опору до нагрівання терморезистора опору електричним струмом та після визначається за формулою [45, 49]:

$$T = \frac{1}{C_1 + C_2 \bullet \ln R + C_3 \bullet (\ln R)^3}, \text{ де:} \quad (1.2)$$

- $T$  – температура терморезистора опору ( $T_{hot}$  та  $T_{cold}$ ),  $^{\circ}\text{C}$ ,
- $C1, C2, C3$  – калібрувальні коефіцієнти, які визначають залежність дійсної температури терморезистора опору від значення його опору;
- $R$  – опір терморезистора опору, який визначається в данному випадку до нагрівання терморезистора опору електричним струмом і після, як:

$$R = \frac{U_t}{I_t}, \text{ де:} \quad (1.3)$$

- $U_t$  – напруга на терморезистор опору,  $\text{В}$ ;
- $I_t$  – струм, який протікає через терморезистор опору,  $\text{А}$ .

Обчислення коефіцієнта теплопровідності, яке проводиться шляхом вимірювання термограми розігріву терморезистора опору протягом імпульсу [46, 49], що має тепловий контакт з досліджуванним матеріалом, здійснюється за формулою:

$$\lambda_{\text{д.м.}} = \frac{1}{a_1 \frac{\int_{-t_h}^{-t_h+2,69} \Delta T(t) dt}{\int_0^{t_h} P(t) dt} - a_2}, \text{ де:} \quad (1.4)$$

- $\lambda_{\text{д.м.}}$  – коефіцієнт теплопровідності досліджуваного матеріалу  $\text{Вт/м}^{\circ}\text{C}$ ;
- $a_1, a_2$  – емпіричні коефіцієнти, що залежать від типу вибраного терморезистора опору та досліджуваного матеріалу;
- $t$  – час,  $\text{сек.}$ ;
- $t_h$  – час, протягом якого відбувається нагрівання терморезистора опору імпульсом електричного струму,  $\text{сек.}$ ;

-  $\Delta T(t)$  – залежність температури розігріву терморезистора опору протягом імпульсу його розігріву від часу розігріву (термограма розігріву терморезистора опору),  $^{\circ}\text{C}$ ;

-  $P(t)$  – залежність потужності терморезистора опору протягом імпульсу струму його розігріву від часу розігріву,  $\text{Вт}$ .

Числове значення коефіцієнтів  $a_1, a_2$ , визначається в результаті калібрувальних тестувань еталонних матеріалів з відомими теплофізичними характеристиками і залежить від площі поверхні капсули 11, яка знаходиться у тепловому контакті з досліджуваним матеріалом (радіусом контактної поверхні), а значення  $\Delta T(t)$  залежить від значення коефіцієнта теплопровідності досліджуваного матеріалу.

Температура розігріву терморезистора опору протягом імпульсу визначається за формулою [46, 49]:

$$\Delta T(t) = \frac{1}{(H_0 + H_1 \bullet \ln R(t) + H_2 \bullet (\ln R(t))^2 + H_3 \bullet (\ln R(t))^3 + H_4 \bullet (\ln R(t))^4) - 273,15} - T_0, \quad (1.5)$$

де:

-  $\Delta T(t)$  – залежність температури розігріву терморезистора опору протягом імпульсу струму його розігріву від часу розігріву (термограма розігріву терморезистора опору),  $^{\circ}\text{C}$ ;

-  $T_0$  – значення температури терморезистора опору до початку дії імпульсу розігріву,  $^{\circ}\text{C}$ ;

-  $H_0, H_1, H_2, H_3, H_4$  – калібрувальні коефіцієнти, які визначають залежність дійсної температури терморезистора опору від значення його опору;

-  $R(t)$  – опір терморезистора опору, який визначається в даному випадку протягом нагрівання терморезистора опору імпульсом електричного струму як  $[O\Omega]$ :

$$R(t) = \frac{U(t)}{I(t)}, \quad \text{де:} \quad (1.6)$$

-  $U(t)$  – напруга на терморезистор опору протягом часу дії імпульсу його розігріву від часу розігріву,  $\text{В}$ ;

-  $I(t)$  – струм, який протікає через терморезистор опору протягом часу дії імпульсу його розігріву від часу розігріву,  $A$ ;

-  $P(t)$  – потужність терморезистора опору протягом імпульсу його розігріву від часу розігріву, яка розраховується за формулою:

$$P(t) = \frac{U(t)^2}{R(t)}, [Bm] \quad (1.7)$$

Обчислення коефіцієнта теплопровідності, яке проводиться шляхом порівняння температури додаткового розігріву терморезистора опору, який має тепловий контакт з досліджуваним матеріалом і температури додаткового розігріву того ж терморезистора опору, що має тепловий контакт з еталонним матеріалом проводиться згідно методики [47-49]. При цьому відношення коефіцієнтів теплопровідності досліджуваного та еталонного матеріалів обернено пропорційне відношенню температури розігріву терморезистора опору відповідно при тепловому контакті з еталонним та досліджуваним матеріалами, тобто визначення коефіцієнта теплопровідності досліджуваного матеріалу здійснюється за формулою [48]:

$$\lambda_{\partial.м.} = K_1 \cdot \lambda_{ет.м.} \cdot \frac{\Delta T_{ет.м.}}{\Delta T_{\partial.м.}}, \text{ де:} \quad (1.8)$$

-  $\lambda_{\partial.м.}$  - коефіцієнт теплопровідності досліджуваного матеріалу  $Bm/m \cdot ^\circ C$ ;

-  $\lambda_{ет.м.}$  - коефіцієнт теплопровідності матеріалу, взятого в якості еталонного  $Bm/m \cdot ^\circ C$ ;

-  $K_1$  – калібрувальний коефіцієнт, який визначається шляхом калібрувального тестування [47- 49];

-  $\Delta T_{ет.м.}$  – температура додаткового розігріву терморезистора опору при тепловому контакті з еталонним матеріалом,  $^\circ C$ ;

-  $\Delta T_{\partial.м.}$  – температура додаткового розігріву терморезистора опору при тепловому контакті з досліджуваним матеріалом,  $^\circ C$ .

Таким чином температуру додаткового розігріву терморезистора опору визначають як різницю між початковим та кінцевим значенням температури розігріву терморезистора опору за відомою калібрувальною характеристикою



залежності опору терморезистора опору від температури терморезистора опору за час тривалості імпульсу розігріву за формулами (2 і 5)

Якщо підтримувати температуру розігріву терморезистора опору при контакті з досліджуваним та еталонним матеріалами постійною, необхідно в кожному випадку корегувати час розігріву терморезистора опору (потужність розігріву терморезистора опору), або частоту імпульсів струму розігріву терморезистора опору.

Тоді формула для визначення теплопровідності досліджуваного матеріалу прийме вигляд [48]:

$$\lambda_{д.м.} = K_2 \cdot \lambda_{ет.м.} \cdot \frac{F}{F_0}, \text{ де:} \quad (1.9)$$

- $\lambda_{д.м.}$  – коефіцієнт теплопровідності досліджуваного матеріалу  $Вт/м \cdot ^\circ C$ ;
- $\lambda_{ет.м.}$  – коефіцієнт теплопровідності матеріалу, взятого в якості еталонного  $Вт/м \cdot ^\circ C$ ;
- $K_2$  – калібрувальний коефіцієнт, який визначається шляхом калібрувального тестування;
- $F$  – частота імпульсів електричного струму, який проходить через терморезистор опору, при якій терморезистор опору нагрівається до нормованої температури  $T_0$  (коли вимірювальний міст, в плече якого ввімкнений збалансований терморезистор опору) у випадку, коли терморезистор опору має тепловий контакт з досліджуваним матеріалом,  $Гц$ ;
- $F_0$  – частота імпульсів електричного струму, який проходить через терморезистор опору при якій терморезистор опору нагрівається до нормованої температури  $T_0$  (коли вимірювальний міст, в плече якого ввімкнений терморезистор опору збалансований) в випадку коли терморезистор опору має тепловий контакт з еталонним матеріалом,  $Гц$ .

Таким чином при визначенні коефіцієнта теплопровідності останнім наведеним способом достатньо зафіксувати частоту імпульсів розігріву терморезистора опору при тепловому контакті з еталонним матеріалом, коли вимірювальний міст збалансований та частоту імпульсів розігріву терморезистора

опору при тепловому контакті з досліджуваним матеріалом, коли вимірювальний міст також збалансований. Цей спосіб простий для реалізації, але потребує збільшення точності вимірювання частот і розширення діапазону температур, при яких проводиться вимірювання теплопровідності досліджуваних матеріалів.

Тому для підвищення точності та достовірності запропоновані більш точні методи, що базуються на математичних залежностях (1), (4), (8) і реалізовані в пристрої, який був створений в ході цієї роботи.

### **1.3 Наукова проблема**

Істотним недоліками існуючих методів визначення теплопровідності є використання руйнівного контролю біологічних матеріалів, що значно ускладнює процес вимірювань.

Дослідниками ТФВ [45-48] застосовано різноманітні математичні моделі та засоби, що не розраховані на використання великої кількості вимірювальних каналів та мають значну похибку вимірювання.

Так, в методі, що запропонований Ronald T. Atkins [45], дослідження виконуються з використанням в схемі вимірювання постійного струму, який протікає через чутливий елемент (ЧЕ). При великій кількості ЧЕ для кожного із них потрібно застосовувати окреме джерело струму, що значно ускладнює конструкцію засобу вимірювання та збільшує його вартість. Окрім цього, тут не враховано вплив на результати вимірювання залежності потужності ЧЕ від його температури та значень температури розігріву ЧЕ від температури зразка.

В моделі, що запропонована Nachiket M. Kharalkar, Linda J. Hayes і Jonathan W. Valvano [46], використовується апроксимація залежності температури ЧЕ від часу його розігріву функцією 4-ї степені. Згідно цієї моделі для кожного ЧЕ в процесі калібрувальних вимірювань визначаються п'ять корегуючих коефіцієнтів та два емпіричних коефіцієнта індивідуально для кожного ЧЕ в залежності від його ТФВ. В моделі передбачена залежність потужності терморезистора опору від його температури, але враховано зміну значень термограми в залежності від температури зразка, що обумовлена нелінійною характеристикою ЧЕ. Недоліком

такої моделі є велика кількість корегуючих коефіцієнтів, що необхідні для розрахунку коефіцієнта теплопровідності досліджуваного матеріалу. Це при великій кількості вимірювальних елементів призводить до складного та тривалого процесу калібрування апарату.

Згідно методу Акуленко Д.В. [48] спочатку виконується балансування вимірювального мосту з еталонним зразком, а потім – з досліджуваним матеріалом. За співвідношенням результатів балансування визначається коефіцієнт теплопровідності досліджуваного зразка. Модель, що покладена в основу цього методу, не враховує вплив на результати вимірювання залежності потужності ЧЕ від його температури та не передбачає корегування значень температури розігріву ЧЕ від температури зразка, що обумовлені нелінійною його характеристикою. Окрім цього, метод вимагає при кожному вимірюванні виконання процедури калібрування пристрою, що збільшує загальний час дослідження.

Актуальність роботи полягає у вдосконаленні простої методики визначення ТФВ матеріалів з застосуванням методу імпульсного нагріву терморезистора опору й створення простого і дешевого апарату, що дозволяє проводити вимірювання ТФВ певної кількості зразків біологічних матеріалів.

#### **1.4 Шляхи вирішення проблеми**

В рамках досліджень на основі проведеного аналізу літературних джерел для реалізації поставленої задачі було вибрано метод імпульсного підігріву терморезистора опору.

Метод імпульсного підігріву [4-13, 27, 39] по своїй суті аналогічний методу нагріву нитки. В обох методах використовується властивість датчика розігріватися під дією струму, який проходить по чутливому елементу, але з певною особливістю, що в першому випадку чутливим елементом є платинова нитка, а в другому – терморезистор опору. Відмінність також полягає в тому, що платинова нитка має лінійну залежність свого опору від температури, а

терморезистор опору – нелінійну, тому метод нагрітої нитки частіше використовується на даний час.

Але метод імпульсного підігріву терморезистора опору має ряд переваг перед іншими методами, а це:

- малі розміри терморезистора опору, що дозволяє значно зменшити об'єм досліджуваного матеріалу;
- простота конструкції зонду, що значно здешевлює мобільний апарат;
- простота конструкції та електричної схеми апарату вимірювання, що дозволяє проводити одночасно вимірювання великої кількості зразків;
- прості алгоритми обробки даних вимірювання, що зменшує витрати на створення програмного забезпечення та зменшує потужність апаратних засобів обробки даних вимірювання.

Сутність методу полягає в використанні ділянки вольт-амперної характеристики терморезистора опору, де його опір при збільшенні струму зменшується (для термістор з негативним коефіцієнтом залежності опору від температури), а напруга на ньому падає. На цій ділянці величина падіння опору буде залежати від температури його розігріву, тобто від навколишнього середовища, в якому він знаходиться [4-13, 27, 39].

Завдяки невеликим розмірам терморезистора опору, цей метод використовувався переважно в випадках, коли об'єм досліджуваного матеріалу обмежений, особливо в медицині для визначення наявності імунологічних реакцій [5-11] та для визначення ТФВ біологічних матеріалів.

Даний метод, незважаючи на суттєві переваги, має такі недоліки:

- нелінійність характеристики залежності опору від температури;
- технологічна похибка значень електричних характеристик терморезистора опору, яка викликає похибку вимірювання значень ТФВ.

Але ці недоліки можна врахувати шляхом введення поправок в розрахункові формули ТФВ [40-44, 50,51].

При сучасному розвитку апаратних та програмних засобів введення поправок не складає труднощів, тому метод імпульсного підігріву терморезистора

опору може широко використовуватися в різних галузях промисловості, медицині та біології для визначення ТФВ різних матеріалів.

### **1.5 Апарати і комплекси для вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів**

Для вимірювання теплофізичних характеристик біоматеріалів, застосовуються як прилади що випускаються промисловістю, так і лабораторні вимірювальні установки індивідуального виготовлення. Номенклатура приладів пристосованих для вимірювання ТФВ біоматеріалів, які випускаються промисловістю вкрай мала, а їх вартість досить суттєва. Причиною того є те, що вони не можуть задовільнити вимоги до форми зразка, властивостей біоматеріалів та тривалості вимірювання.

В алергології відомий метод імунотермістометрії [5-11], що базується на реєстрації мікротеплових процесів, які відбуваються в сироватці крові при утворенні комплексів антиген-антитіло в ході алергічних реакцій. Зазначений метод є ефективним при реєстрації імунологічних реакцій, однак не може бути використаний в пристроях, які здатні в напівавтоматичному режимі реєструвати імунотермістометричні процеси у біологічних рідинах. Пристрій для реєстрації процесів у біологічних пробах, а саме імунотермісторна установка [8], яка містить блок датчиків, включає в себе штатив, на підвалині якого встановлені ванночки з розчинами, та розміщений на штативі кронштейн з можливістю його переміщення, на якому встановлені мікротерморезистори. Установка також містить вимірювальний блок. Недоліком такої установки є її низькі експлуатаційні якості. Процес вимірювання здійснюється в умовах нестабільної температури досліджуваного середовища. Балансування мосту проводиться вручну, що знижує точність отриманих даних. Реєстрація даних дослідження здійснюється стрілочним приладом, що ускладнює зчитування та обробку отриманих даних. Також відомим пристроєм для реєстрації процесів у біологічних пробах є пристрій для реєстрації алергічних реакцій [9], який складається з датчика температури середовища, що досліджується, датчика

температури води в термостаті, регулятора температури в термостаті, елемента нагрівання термостата, вимірювального мосту, схеми автоматичного регулювання струму, який проходить через датчик, схеми балансування вимірювального мосту, генератора звукової частоти, вимірювача змін температури, схеми комутації, таймера, індикаторів режимів роботи, джерела струму, звукового випромінювача, датчика положення вимірювальної системи. Основним недоліком відомого пристрою є невисока точність реєстрації ступеня алергічної реакції. Пристрій для реєстрації процесів у біологічних пробах [6], який включає датчик температури середовища, що досліджується, датчик температури води в термостаті, нагрівальний елемент термостата, вимірювальний міст, схеми автоматичного регулювання струму, що проходить через датчик температури досліджуваного середовища, схеми балансування вимірювального мосту, генератор звукової частоти, блок регулювання, таймер, блок індикації, джерело живлення, звуковий випромінювач. В пристрій введені блок-автомат заміни кювету з розчинами для дослідження, блок керування нагрівальним елементом термостата, аналого-цифровий перетворювач, блок встановлення кількості циклів вимірювання. Робота цього пристрою базується на реєстрації мікротеплових реакцій, які проходять у суміші біологічної рідини (сироватка, плазма крові тощо) з алергеном на молекулярному рівні. Ці реакції реєструються датчиком на основі терморезистора опору, що працює в режимі імпульсного підігріву електричним струмом. Датчик спочатку занурюється в контрольну рідину (сироватка крові та тест-контрольна рідина), а потім після закінчення першого вимірювання він автоматично промивається, алерген автоматично переливається в другу кювету з біологічною рідиною (дослід), куди також автоматично переміщується датчик. Це дозволяє виявляти розбіжності у рівні мікротеплових процесів, що здійснюються у кюветах, і запобігає дії на датчик та кювети з інгредієнтами зовнішніх факторів довкілля. Вказаний пристрій має ряд суттєвих недоліків, а саме - складність конструкції для серійного виробництва пристрою, низька точність вимірювання теплофізичних характеристик дослідних розчинів, що призводить до зниження достовірності результатів реєстрації алергічної реакції.

Імунотермісторний аналізатор ІТА-5 призначений для реєстрації алергічних реакцій в біологічних рідинах організму людини або експериментальних тварин / сироватці, плазмі крові, спинномозковій і плевральних рідинах і ін. /, що дозволяє використовувати його для експрес-діагностики лікарської, харчової, побутової, хімічної, пилкової, тканинної, інфекційної форм алергії [5].

Конструкція виробу забезпечує зручність роботи з ним і виключає втручання персоналу в процес дослідження. Виріб не здійснює шкідливих і небезпечних впливів на організм пацієнта. До апарату може бути підключений комп'ютер для подальшої обробки та аналізу отриманої інформації.

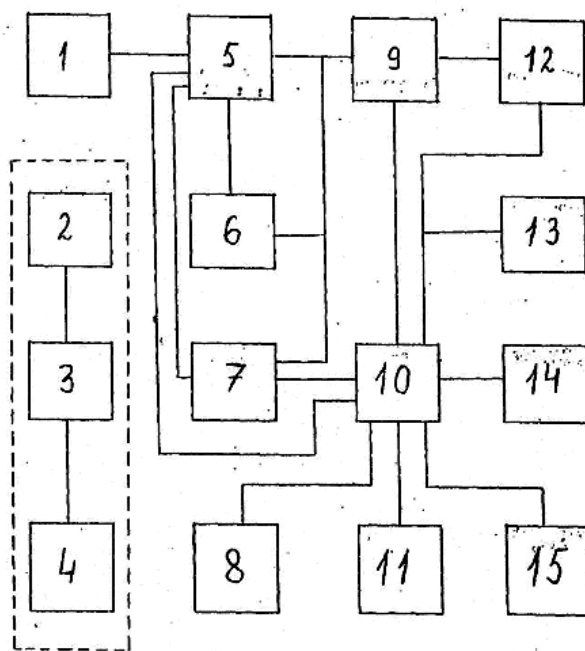


Рис.1.2. Структурна схема апарату ІТА-5[5].

- 1 - датчик температури досліджуваного середовища;
- 2 - датчик температури води в термостаті;
- 3 – регулятор температури в термостаті;
- 4 - нагрівальний елемент термостата;
- 5 - вимірювальний міст;
- 6 – схема автоматичного регулювання струму через датчик 1;
- 7- схема балансування вимірювального моста;
- 8 – генератор звукової частоти;

- 9 - вимірювач температури терморезистора опору;
- 10 - схема комутації;
- 11 - таймер;
- 12 - індикатори:
  - а) світлодіодний індикатор режиму термостата "нагрів";
  - б) світлодіодний індикатор схеми балансування "очікування";
  - в) світлодіодний індикатор "кінець вимірювання";
  - г) трьохрозрядний індикатор температури досліджуваного середовища;
- 13) джерело живлення;
- 14) звуковий випромінювач;
- 15) датчик положення вимірювальної системи.

Принцип дії апарату заснований на методі імунотермістометрії, в основі якого лежить реєстрація змін біофізичних параметрів / теплопровідності і в'язкості / біологічної рідини в процесі проходження в ній імунологічної реакції при додаванні відповідних алергенів. Перебуваючи у середовищі під постійною напругою терморезистор опору аналізатора має строго певний електричний опір. При додаванні до досліджуваного середовища, що містить антитіла, відповідного алергену відбувається імунологічна реакція антиген + антитіло, в результаті якої утворюються комплекси, які змінюють теплопровідність і в'язкість біологічної рідини, що відповідно змінює і електричний опір мікротерморезистора і обумовлює падіння напруги струму в ланцюзі ІТА-5. Таким чином, можна побічно реєструвати проходження в середовищі імунологічної реакції і ідентифікувати різні алергени.

Прилад «Режим-1» заснований на нестационарному імпульсному іррегулярному режимі нагріву, в основі якого закладено вимірювання опору ЧЕ з, переважно, платини на початку і в кінці прямокутного імпульсу. Розрахунковим шляхом обчислюються ТФВ [52]. Найбільш близькими до цього методу є періодичний (синусоїдальний) іррегулярний тепловий режим і метод неруйнівного контролю, який заснований на вимірюванні опору датчика на початку першого прямокутного імпульсу і в кінці останнього прямокутного



імпульсу. У цих методах за один експеримент отримують більше за кількістю вимірюваних величин, ніж в простому імпульсному режимі, проте роздільна здатність в часі вимірюваних швидкоплинних процесів у них гірше. Технічна реалізація апарату «Режим-1» на момент тестування приведена на рис 2.

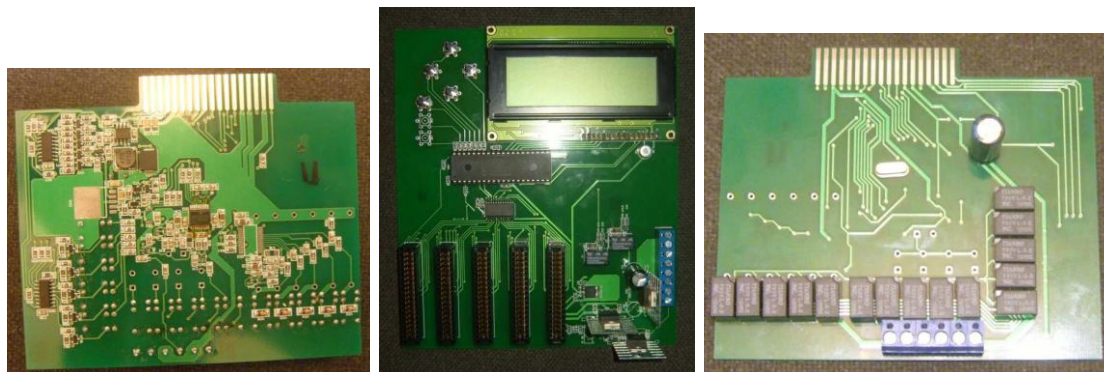


Рис.1.3. Технічна реалізація апарату «Режим-1» на момент тестування.

Даний прилад з його програмним забезпеченням здатний буде виконувати динамічні виміри: теплопровідності, тепловий активності, теплових потоків від часу, термічного опору, об'ємної теплоємності (при незмінній щільності тіла), кінематичної (динамічної) в'язкості рідин, а так само можливо вимір молекулярної маси полімерних і полімеризуються рідин. Крім того, можна буде визначати температури гомогенної нуклеації органічних рідин в метастабільних станів. Прилад «Режим-1» і датчики до нього разом з програмним забезпеченням може проводити вимірювання для твердих тіл, рідин, газів, біоматеріалів, пластичних матеріалів, магнітних і метастабільних рідин і інших, крім порошкоподібних і гранульованих, провідників матеріалів і речовин. Крім того, є можливість вимірювати анізотропні властивості об'єктів завдяки особливому розташуванню датчиків.

Серед російських приладів відомі установка Габитова Ф.Р. в Казанському державному технічному університеті, кафедра «Теоретичних основ теплотехніки» [52] (патенти РФ: МКІ G01 N25 / 00, 11/00 «Спосіб для визначення властивостей рідини або газу і пристрій для здійснення способу », № 2209417, 2001; МКІ G01 N25 / 18 «Спосіб для визначення властивостей рідини або газу і пристрій для здійснення способу », № 2233440, 2002) і установка Спіріна Г.Г. в Московському

авіаційному інституті, кафедра «Фізика». Обидві ці установки використовуються в наукових цілях і схожі конструктивно. Але існують і комерційні продукти від іноземних компаній, засновані на ASTM C 1113. Це Untherm 3141 і QuickLine-30 від компанії «Екофарм». Їх похибка вимірювання складає близько 7%, а відтворюваність вимірювань - 5%. Аналогічним іншим прикладом є зарубіжний комерційний продукт німецької фірми NETZSCH, де даний метод виконаний як опція в приладах LFA 427.

### **Висновки до розділу**

Як видно з приведеного, використання методу імпульсного підігріву терморезистора опору дозволяє швидко провести дослідження ТФВ біологічних матеріалів, підвищити ефективність теплофізичних досліджень. Завдяки невеликим розмірам терморезистора опору, цей метод можна використати в випадках, коли об'єм досліджуваного матеріалу обмежений, особливо в медицині для визначення наявності імунологічних реакцій та для визначення ТФВ біологічних матеріалів.

Даний метод має суттєві переваги:

- малі розміри терморезистора опору, що дозволяє значно зменшити об'єм досліджуваного матеріалу;
- простота конструкції зонду, що значно здешевлює мобільний апарат;
- простота конструкції та електричної схеми апарату вимірювання, що дозволяє проводити одночасно вимірювання великої кількості зразків;
- прості алгоритми обробки даних вимірювання, що зменшує витрати на створення програмного забезпечення та зменшує потужність апаратних засобів обробки даних вимірювання.

## **РОЗДІЛ II. ВЗАЄМОДІЯ ДЖЕРЕЛА ТЕПЛОТВОРЕННЯ З**

### **БІОЛОГІЧНИМИ МАТЕРІАЛАМИ**

#### **2.1 Вибір ЧЕ**

Для визначення теплопровідності біологічних рідин терморезистор опору як ЧЕ повинен задовольняти наступним вимогам [53-55]:

- мінімально можливі розміри, оскільки терморезистор опору невеликих розмірів буде швидше розігріватися і це скоротить термін проведення процедури вимірювання і зменшить об'єм досліджуваної рідини;
- мінімальний опір при температурі досліджуваного біологічного матеріалу, що забезпечить максимальну потужність розсіювання терморезистора опору;
- мінімальну похибку номінального опору (при  $T = +25\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) та мінімальну похибку значення коефіцієнта технологічності терморезистора опору  $B$ ;
- мінімальну постійну часу терморезистора опору;
- поверхня терморезистора опору має бути захищеною від дії агресивних середовищ.

Зонди виробляються в різних конструкціях. Найчастіше конструктивно виконані у вигляді бусинок. Це чіп терморезистора опору покритий епоксидною або скляною оболонкою для захисту його від навколишнього середовища. Окрім цього зонди виготовляються у вигляді циліндричних мікрокапсул, скляних трубок або пластин. Інколи застосовуються капсули спеціальної форми. Чим масивніше капсула терморезистора опору, тим більше постійна часу терморезистора опору, а значить і необхідно більше часу для проведення вимірювання. В даних експериментальних дослідженнях з врахуванням вимог використовувався терморезистор опору в оболонці з епоксидної смоли з негативним температурним коефіцієнтом опору (із зростанням температури опір терморезистора опору падає) серії NTC [56]. В нього, в порівнянні з терморезистора опору інших типів, є найменша постійна часу, що складає 6 сек. і найбільша допустима потужність – 52 мВт. При вимірюваннях ТФВ біологічних матеріалів в умовах підвищених температур доцільно застосовувати терморезистор опору в оболонці з скла компанії «EPCOS».

При вимірюванні теплопровідності таких біологічних матеріалів як шкіра доцільно використати зонд у вигляді пластини або циліндра з п'ятою.

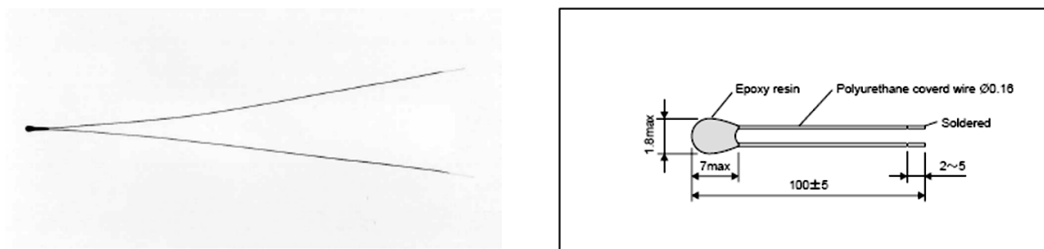


Рис.2.1. Терморезистор опору у вигляді бусинки [56].

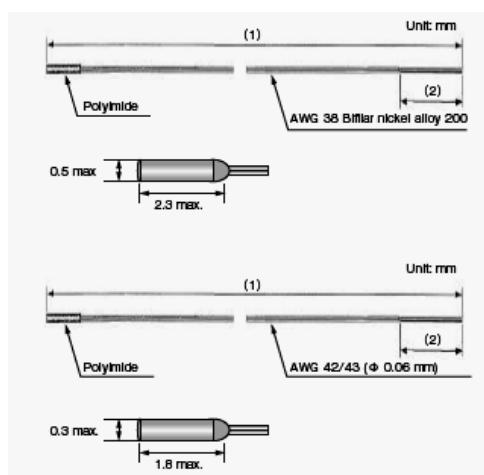


Рис. 2.2. Зонд у вигляді циліндричної мікрокапсули[57].

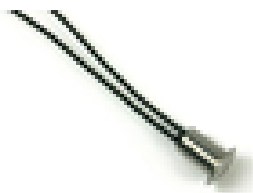


Рис. 2.3. Зонд у вигляді циліндричної мікрокапсули з контактною п'ятою

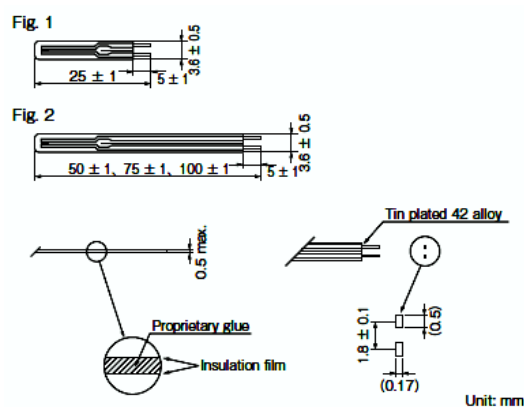


Рис. 2.5. Зонд у вигляді пластини[58].

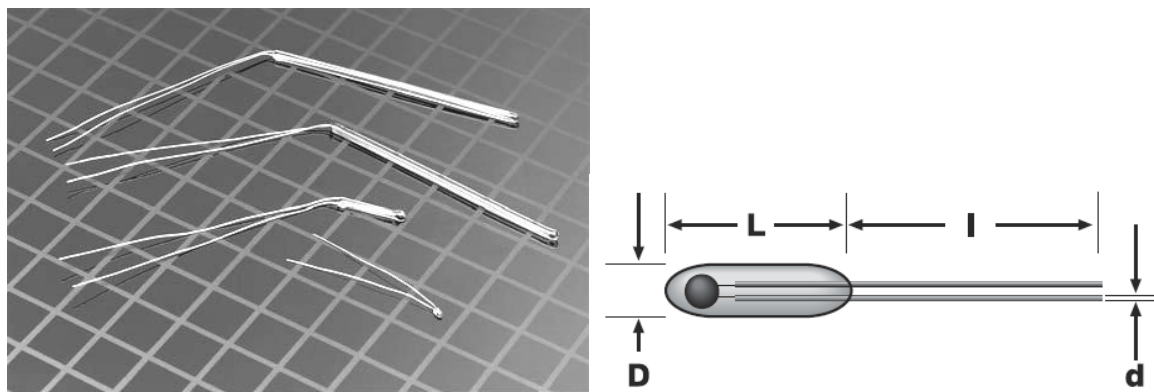


Рис. 2.6. Зонд у вигляді циліндричного стержня[59].

Для досліджень різні дослідники використовували різні конструкції зондів. Так Kharalkar N. M [13] в своїх дослідженнях використовував конструкцію показану на рис. 2.7.

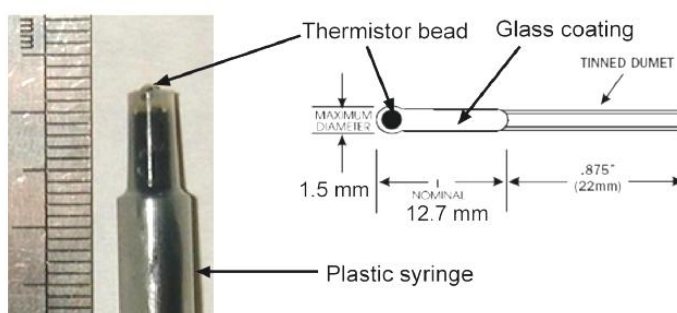


Рис. 2.7. Конструкція зонду, яку в своїх дослідженнях використовував Kharalkar N. M[13].

В даній роботі для вимірювання коефіцієнта теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів, таких як тверді, в'язко-пластичні, сипкі, рідини та газу було використано конструкції вимірювальних комірок [49], які показані на рис. 2.8 – 2.10.

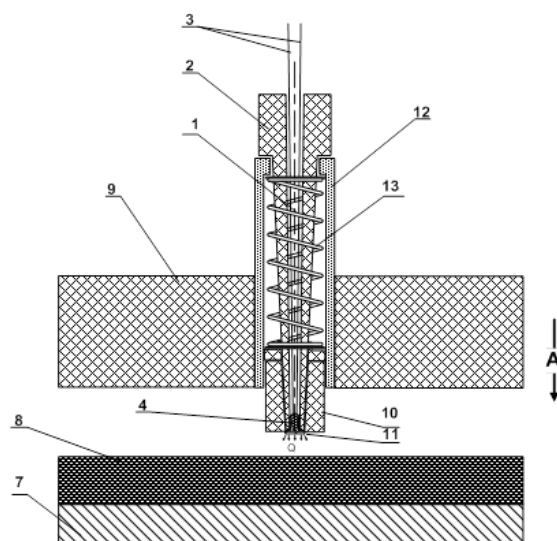


Рис. 2.8. Вимірювальна комірка для вимірювання коефіцієнта теплопровідності твердих біологічних матеріалів [49]. Де: 1-компаунд; 2 - вимірювального стрижень; 3 - виводи терморезистора опору; 4 - терморезистор опору; 5 - контейнер; 7 – основина; 8 - досліджуваний зразок речовини; 9 - теплоізоляційна планка корпусу; 10 - циліндр; 11 – капсула терморезистора опору; 12 - циліндрична гільза; 13 - пружина.

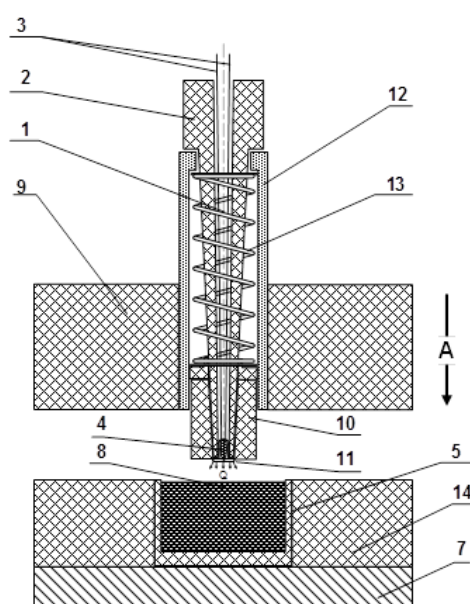


Рис. 2.9. Вимірювальна комірка для вимірювання коефіцієнта теплопровідності рідин, в'язко-пластичних та сипких речовин[49]. Де: 1-компаунд; 2 - вимірювального стрижень; 3 - виводи терморезистора опору; 4 - терморезистор опору; 5 - контейнер; 7 – основина; 8 - досліджуваний зразок речовини; 9 - теплоізоляційна планка корпусу; 10 - циліндр; 11 – капсула терморезистора опору; 12 - циліндрична гільза; 13 - пружина.

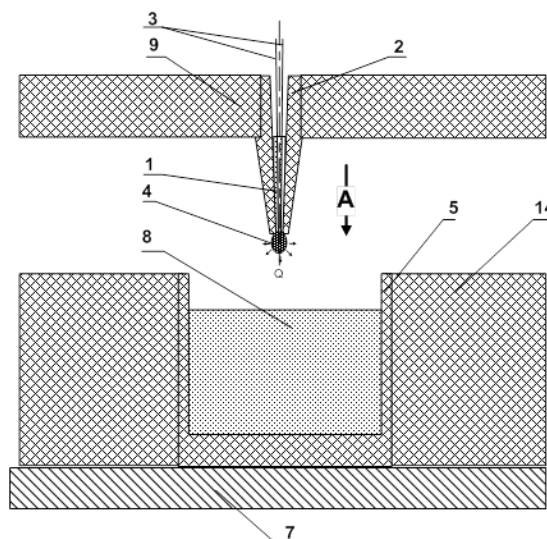


Рис. 2.10. Вимірювальна комірка для вимірювання коефіцієнта теплопровідності рідин [49]. Де: 1-компаунд; 2 - вимірювального стрижень; 3 - виводи терморезистора опору; 4 - терморезистор опору; 5 - контейнер; 7 – основина; 8 - досліджуваний зразок речовини; 9 - теплоізоляційна планка корпусу; 10 - циліндр; 11 – капсула терморезистора опору; 12 - циліндрична гільза; 13 - пружина.

Вимірювальна комірка для вимірювання коефіцієнта теплопровідності різноманітних біологічних речовин (твердих, умовно-твердих, в'язко-пластичних тіл, рідин, а також сипких біологічних матеріалів), який складається з основини, контактної пластини, вимірювального стрижня, притискача і пружини, циліндричної капсули, містить терморезистор опору, який використовується в якості нагрівача і одночасно вимірювача температури та закріплений на вимірювальному стрижні в капсулі, з відомою площею поверхні, при вимірюванні твердих, умовно-твердих, в'язко-пластичних тіл, сипких біологічних матеріалів та без капсули при вимірюванні коефіцієнта теплопровідності рідин, причому капсула виготовлена з матеріалу, що має високу теплопровідність, а вимірювальний стрижень виготовлений з діелектричного теплоізоляційного матеріалу [49].

Вимірювальна комірка для вимірювання коефіцієнта теплопровідності твердих біологічних матеріалів показана на рис. 2.8, Вимірювальна комірка цього

ж пристрою, спорядженого контейнером для вимірювання коефіцієнта теплопровідності в'язко-пластичних та сипких біологічних речовин показана на рис. 2.9, а спрощену вимірювальну комірку цього ж пристрою для вимірювання коефіцієнта теплопровідності біологічних рідин показана на рис. 2.10.

Для зменшення впливу навколишнього середовища на результати вимірювання та для забезпечення паралельності контактної площини капсули і досліджуваної речовини 8 капсула 11 з терморезистор опором 4 розміщена в циліндрі 10 з матеріалу, який має низький коефіцієнт теплопровідності.

Вимірювальна комірка пристрою [49] (рис. 2.9) обладнано циліндричним контейнером 5, для застосування при вимірюванні коефіцієнта теплопровідності біологічних рідин, в'язко-пластичних та сипких речовин. Для зменшення впливу навколишнього середовища на досліджуваний зразок контейнер 5 з усіх боків захищений теплоізоляцією 14, виготовленою з матеріалу, який має низьку теплопровідність.

Під час вимірювань коефіцієнта теплопровідності твердих біологічних речовин використовується вимірювальна комірка, яка зображена на рис. 2.8 [49]. Досліджувану біологічну речовину 8, яка зберігає форму, розміщують на поверхні основи 7, до неї притискають теплоізоляційну планку корпусу 9, на якому закріплена циліндрична гільза 12 з вимірювальним стрижнем 2. Під вагою теплоізоляційної планки корпусу 9 з циліндричною гільзою 12 і вимірювальним стрижнем 2 він контактною поверхнею капсули 11 притискається пружиною в напрямку *A* до досліджуваного зразка, чим забезпечує з ним надійний тепловий контакт. На терморезистор опоры, який ввімкнений в вимірювальний міст при постійній температурі навколишнього середовища, подається імпульс струму, що забезпечує додатковий розігрів терморезистора опоры. Температура терморезистора опоры визначається шляхом вимірювання його опоры. Чим вище температура додаткового розігріву терморезистора опоры під дією імпульсу струму, тим менше коефіцієнт теплопровідності досліджуваного зразка.

Під час вимірювань коефіцієнта теплопровідності в'язко-пластичних та сипких біологічних речовин використовується пристрій, який зображений на рис.



2.9 [49]. Досліджувані речовини 8, які зберігають не форму, а об'єм, розміщують у циліндричному контейнері 5, який встановлюють на поверхні основи 7, притискають до неї теплоізоляційну планку корпусу 9, на якій закріплена циліндрична гільза 12 з вимірювальним стрижнем 2. Під вагою теплоізоляційної планки корпусу 9 з циліндричною гільзою 12 і вимірювальним стрижнем 2 в напрямку А з контактною поверхнею капсули 11 притискається пружиною 13 до досліджуваного зразка біологічної речовини, чим забезпечує надійний тепловий контакт. Як і в випадку з твердими біологічними речовинами, на терморезистор опору, який ввімкнений в вимірювальний міст при постійній температурі навколишнього середовища, подається імпульс струму, що забезпечує його саморозігрів. Розрахунок коефіцієнта теплопровідності досліджуваних речовин проводять по формулам (1.1), (1.4), (1.8), так само, як і в пристрої, зображеного на рис. 2.8 але з урахуванням значень поправок, що визначені в ході калібрування пристрою з використанням еталонних зразків в'язко-пластичних та сипких речовин з відомими значеннями коефіцієнта теплопровідності.

Для вимірювання коефіцієнта теплопровідності біологічних рідин можна використати пристрій, який зображений на рис. 2.10 [49]. Для цього їх наливають в циліндричний контейнер 5, який встановлюють на поверхні основи 7, опускають в напрямку А в контейнер з досліджуваним зразком рідини вимірювальний стрижень 2 таким чином, щоб він не доторкався до дна контейнера, а поверхня капсули 11 мала тепловий контакт з досліджуваною рідиною. Як і в попередніх випадках на терморезистор опору, який ввімкнений в вимірювальний міст при постійній температурі навколишнього середовища подається імпульс струму, який забезпечує саморозігрів терморезистора опору. Розрахунок коефіцієнта теплопровідності досліджуваних рідин проводять так само, як і в попередніх випадках, використовуючи математичні залежності (1), (4), (8), але з урахуванням значень поправок, що визначені в ході калібрування пристрою з використанням еталонних зразків рідин з відомими значеннями коефіцієнта теплопровідності.

Для більш точного вимірювання коефіцієнта теплопровідності біологічних рідин додатково може бути використаний пристрій спрощеної конструкції, наведений на рис. 2.10 [49]. Пристрій спрощеної конструкції для вимірювання коефіцієнта теплопровідності рідин складається з основи 7, на поверхню якої встановлюють циліндричний контейнер 5 з досліджуваною рідиною 8, в яку в напрямку А занурюється вимірювальний стрижень 2, на кінці якого закріплений терморезистор опору 4 без капсули. Як і в попередніх випадках на терморезистор опору, ввімкнений в вимірювальний міст при постійній температурі навколишнього середовища подається імпульс струму, що забезпечує саморозігрів терморезистора опору. Розрахунок коефіцієнта теплопровідності досліджуваних біологічних рідин проводять так само, як і в попередніх випадках, використовуючи математичні залежності (1.1), (1.4), (1.8), але враховують значення поправок, що визначені в ході калібрування пристрою з використанням еталонних зразків рідин з відомими значеннями коефіцієнта теплопровідності.

При використанні спрощеної конструкції терморезистор опору має найбільшу площу теплового контакту з досліджуваною рідиною, тому чутливість до теплових характеристик досліджуваних рідин буде більшою ніж у пристроїв, конструкції яких наведені на рис. 2.8 та рис. 2.9. Крім цього, основа 7 забезпечує малі коливання температури зразка під час проведення вимірювання, що значно зменшує похибку вимірювання.

## 2.2 Методика розрахунку коефіцієнта теплопровідності

Коефіцієнт теплопровідності є фізичним параметром речовини, що характеризує його здатність проводити теплоту, та визначається як [50]:

$$\lambda = \frac{d^2 Q_{\tau}}{\left( \frac{dt}{dn} \right) dF d\tau} \quad (2.1)$$

Чисельно коефіцієнт теплопровідності дорівнює кількості теплоти  $Q_{\tau}$ , що виділяється імпульсом тривалістю  $\tau$  з частотою  $F$  і проходить за одиницю часу  $(dt/dn)$  через одиницю ізотермічної поверхні за умови, що  $grad Q_{\tau} = 1$ . Його

розмірність Вт/(м\*К). Значення коефіцієнта теплопровідності для різних речовин визначаються з довідкових таблиць, що побудовані на експериментальних даних.

Суть запропонованого методу полягає в розв'язанні диференціальнийного рівняння теплопровідності [50]:

$$dT/d\tau = \alpha * (d^2T/dr^2 + (dT/dr) * 1/r), \quad (2.2)$$

де:

T- температура зонда, °C;

$\tau$  – час, сек.;

r - радіус зонду, м;

$\alpha = \lambda/\rho * C$  – коефіцієнт температуропровідності, м<sup>2</sup>/с;

$\lambda$  – коефіцієнт теплопровідності, Вт/(м\*К);

$\rho$  – густина;

C – питома теплоємність Дж/кг\* К.

При цьому потужність, яка виділяється терморезистор опором є постійною [50]:

$$P_t = 2\pi r \lambda * dT/dr = \text{const} \quad (2.3)$$

Розв'язання диференційного рівняння (2) при використанні зонду з оболонкою датчика у вигляді кульки має вигляд [50]:

$$T = (P_t / 4\pi r \lambda) * [\ln 4\alpha\tau / r^2 - \gamma], \quad (2.4)$$

де  $\gamma = 0,5772$  – постійна Ейлера.

Оскільки для досліджуваного матеріалу невідомими є коефіцієнт теплопровідності і коефіцієнт температуропровідності, то коефіцієнт теплопровідності визначається за формулою [50]:

$$\lambda = \frac{P_t}{4\pi r \Delta T}, \quad (2.5)$$

де  $\lambda$  – коефіцієнт теплопровідності досліджуваної рідини, Вт/м\*°К;

$P_t$  – потужність, яка виділяється терморезистор опором, Вт;

r – радіус оболонки терморезистора опором, м;

$\Delta T_\lambda$  – температура розігріву терморезистора опором, °C.

Запропонована методика визначення ТФВ речовин застосовується при

вимірюванні методом нагрітої нитки, але на відміну від вимірювальної нитки терморезистор опору вкритий захисною оболонкою із скла або епоксидної смоли. Матеріали оболонок мають коефіцієнт теплопровідності 0,3-0,5 Вт/(м\*К), тому створюють додатковий тепловий опір на шляху розігріву терморезистор опору досліджуваної речовини. Теплопровідність досліджуваної речовини досить мала в порівнянні з теплопровідністю оболонки, тому цей фактор не впливає на значення температури розігріву терморезистора опору. Теплопровідність досліджуваного матеріалу дорівнює або більше теплопровідності оболонки терморезистора опору, а це призводить до додаткового саморозігріву терморезистора опору, що підтверджується даними вимірювань. Графіки залежностей коефіцієнтів теплопровідності від температури розігріву терморезистора опору, що побудовані за формулою (2.5), та за даними вимірювань наведені на рис. 2.12.

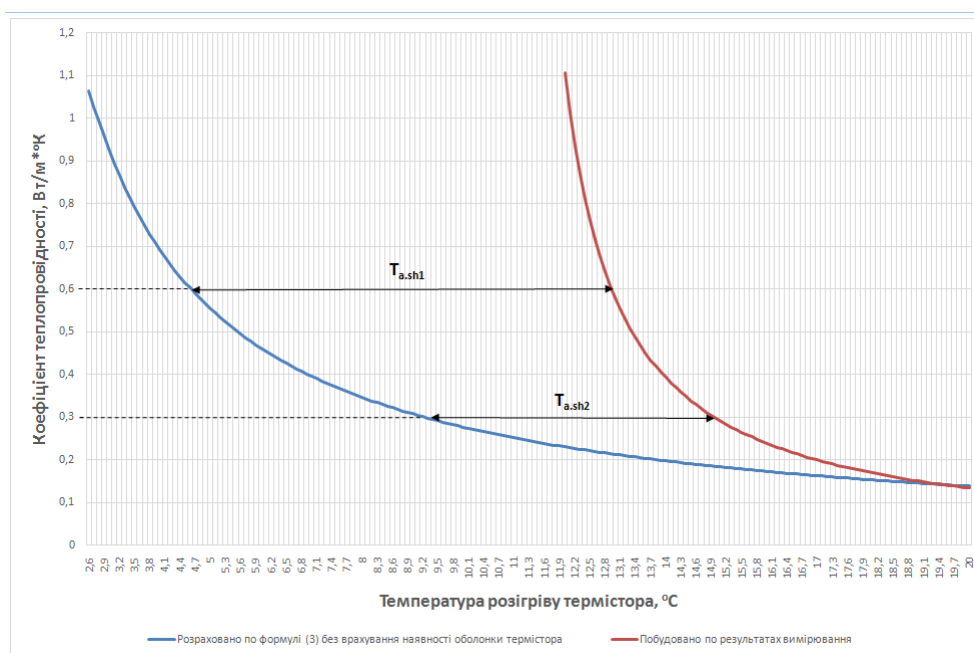


Рис.2.12. Залежності коефіцієнтів теплопровідності від температури розігріву терморезистора опору, що побудовані за формулою (2.5) та за даними вимірювань [50].

З наведених залежностей слідує, що терморезистор опору, внаслідок наявності захисної оболонки, додатково саморозігрівається. Температура додаткового саморозігріву –  $T_{a.sh}$ , при умові  $T_{a.sh1} > T_{a.sh2}$ , де  $T_{a.sh1}$  – температура

додаткового саморозігріву при великій теплопровідності зовнішнього середовища, а  $T_{a.sh2}$  – температура додаткового саморозігріву при низькій теплопровідності зовнішнього середовища. Це пояснюється тим, що при зменшенні теплопровідності досліджуваної рідини вплив наявної захисної оболонки зменшується. За наведеними графіками можна оцінити значення коефіцієнта теплопровідності, коли температура додаткового саморозігріву  $T_{ash}$  буде дорівнювати температурі розігріву терморезистора опору, що розрахована за формулою (2.5). В даному випадку для типу RH16 Mitsubishi терморезистора опору, який застосовувався при вимірюванні, коефіцієнт теплопровідності оболонки складає приблизно  $0.35 \text{ Вт/(м}^2\text{K)}$  [56].

Цей факт обумовлює необхідність введення в розрахункові формули додаткових коефіцієнтів пропорційності, які визначаються шляхом тестування на еталонних рідинах з відомими ТВХ [50].

З врахуванням цього формула для розрахунку коефіцієнта теплопровідності набуває такого вигляду [50]:

$$\lambda_{д.р.} = \frac{Pt}{4\pi r(\Delta T_{в} - \Delta T_{с.р.т.}) * \frac{1}{K_{п.р.}}} \quad (2.6)$$

де  $\lambda_{д.р.} (\lambda_{t.s.})$  – коефіцієнт теплопровідності досліджуваної рідини,  $\text{Вт/м}^2\text{K}$ ;

$Pt$  – потужність, яка виділяється терморезистором опору, Вт;

$r$  – радіус терморезистора опору, м;

$\Delta T_{в} (\Delta T_m)$  – температура розігріву терморезистора опору, виміряна мобільним апаратом  $^{\circ}\text{C}$ ;

$\Delta T_{с.р.т.} (\Delta T_{sh})$  – температура саморозігріву терморезистора опору, що визначена за результатами тестів з використанням еталонних речовин,  $^{\circ}\text{C}$ . Даний саморозігрів терморезистора опору викликаний наявністю оболонки;

$K_{п.р.} (K_p)$  – коефіцієнт пропорційності, що визначений за результатами тестів з використанням еталонних речовин. Він характеризує чутливість терморезистора опору до значення теплопровідності дослідної речовини, з якою він має тепловий контакт.

Коефіцієнт температуропровідності визначається за формулою:

$$\alpha = (A * r^2 \gamma / 4\Delta\tau_\alpha) * ((d\ln\Delta\tau_\alpha/d\Delta T_\alpha) * \Delta T_\alpha), \quad (2.7)$$

де  $A$  – коефіцієнт пропорційності, що визначений шляхом тестування еталонних рідин з відомими ТФХ;

$\Delta\tau_\alpha$  - час розігріву терморезистора опору, сек;

$\Delta T_\alpha$  – температура розігріву терморезистора опору за час  $\Delta\tau_\alpha$ , °C.

Модель теплопередачі при імпульсного підігріву терморезистора опору заснована на припущенні, що терморезистор опору є точковим джерелом нагрівання. Тепло випромінюється від оболонки терморезистора опору в навколишнє середовище. Воно генерується терморезистором опору. Значення температури саморозігріву вище початкової температури рівноважного стану. Розсіювана всередині терморезистора опору потужність залежить від теплових властивостей середовища, яке оточує терморезистор опору.

Модель теплопередачі підтверджує просторову і часову залежність температури терморезистора опору і температури навколишнього середовища.

Модель передачі тепла від терморезистора опору заснована на наступних припущеннях:

- терморезистор опору має сферичну форму;
- терморезистор опору виготовлений з ізотропного і однорідного матеріалу;
- тепло генерується в терморезистор опору рівномірно;
- навколишнє середовище є ізотропним, однорідним і нескінченним;
- не існує контактного термічного опору між терморезистором опору і середовищем;
- режим теплопередачі є теплопровідністю без випромінення та конвекції.

Припущення спростило розробку моделі, але реально в даному дослідженні є кілька відхилень. Так терморезистор опору нагадують витягнутий сфероїд а не сферу, і мають шток (тримач терморезистора опору) для його механічної фіксації. Тому припущення, що зонд є ізотропним і однорідним джерелом тепла і генерує тепло рівномірно по всьому своєму об'ємі не є дійсним, але значно спрощує

модель. Оболонка ізолює напівпровідниковий кристал терморезистора опору від навколишнього середовища. Сам напівпровідниковий кристал терморезистора опору закріплений на одному з кінців тримача терморезистора опору. Виділення тепла кристалом терморезистора опору теж є не повністю однорідним із-за форми чіпа терморезистора опору, який є прямокутним. Зонди, які використовуються в даному дослідженні, були зібрані вручну під мікроскопом для забезпечення мінімальних відхилень від моделі.

Вказані відхилення реальних зондів від прийнятих припущень зумовили введення в формулу визначення теплопровідності поправочних коефіцієнтів, які визначаються дослідним шляхом при вимірюванні еталонних речовин з відомими ТФВ. Також залежність електричного опору терморезистора від його температури є близькою до лінійної тільки на невеликій ділянці характеристики, що теж зумовлює введення додаткових поправочних коефіцієнтів.

Тоді формула (2.6) [50,60] для визначення коефіцієнта теплопровідності при температурі  $T$  прийме наступний вигляд:

$$\lambda_{\partial.p.i.} = \frac{P_T * K_0}{4\pi r \left( (N_{3\theta i} - N_{1\theta i}) - (N_{(T)} - K_{ni} N_{1\theta i}) * K_{Pi} \right) * K_{ki} \frac{T_{(+40)} - T_0}{N_{(+40)}} - \Delta T_0 } \quad (2.8)$$

де  $\lambda_{\partial.p.i.}$  – коефіцієнт теплопровідності досліджуваної біологічної рідини, що визначений за даними вимірювання  $i$ -тим зондом;  $N_{3\theta i}$  – числове значення в кінцевій точці розігріву терморезистора опору на термограмі, що одержана в результаті вимірювання  $i$ -тим зондом;  $N_{1\theta i}$  – числове значення в початковій точці розігріву терморезистора опору на термограмі, що одержана в результаті вимірювання  $i$ -тим зондом;  $K_{ni}$  – коефіцієнт, що корегує похибку вимірювання  $i$ -тим зондом температури досліджуваного зразка;  $K_{Pi}$  – коефіцієнт, що корегує залежність значення виміряної  $i$ -тим зондом різниці  $N_{3\theta i} - N_{1\theta i}$  від температури досліджуваного зразка;  $K_{ki}$  – коефіцієнт, що корегує чутливість  $i$ -го зонду (здійснює компенсацію похибки значення виміряної  $i$ -тим зондом різниці  $N_{3\theta i} -$

$N_{l_{\theta}}$  і до середньостатистичного значення);  $T_{(+40)}$  – температура терморезистора опору, яка дорівнює  $+40\text{ }^{\circ}\text{C}$ ;  $T_0$  – температура терморезистора опору, при якій  $N_{\text{АЦП}}=0$ ;  $N_{(+40)}$  – числове значення на виході АЦП при температурі зонда  $+40\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,  $N_{(T)}$  – **числове значення на виході АЦП при температурі зонда  $T$  (в даному випадку коефіцієнт теплопровідності визначався при температурах дослідних зразків), що розраховане при умові лінійної залежності  $N=f(T)$ .**

Коефіцієнти  $K_{\text{нб}}$ ,  $K_{\text{Пб}}$ ,  $K_{\text{кі}}$  визначаються індивідуально для кожного терморезистора опору в ході калібрувальних тестувань з використанням в якості досліджуваних еталонних рідин з відомими ТФВ. Ці коефіцієнти є характеристиками зонда. Коефіцієнти  $\Delta T_0$ ,  $K_0$  визначаються за даними калібрувальних тестувань з використанням в якості досліджуваних еталонних рідин з відомими ТФВ, але вони є середніми значеннями для всіх зондів.

### **Висновки до розділу**

Для досягнення поставленої мети було проаналізовано імпульсні методи визначення теплофізичних характеристик, а також вибрано і обґрунтовано імпульсний метод підігріву терморезистора опору для проведення досліджень. Досліджена модель розповсюдження тепла в біологічних середовищах. На основі проведених досліджень розроблено математичну модель визначення ТФВ біологічних матеріалів по вимірюваному значенню температури розігріву терморезистора опору, що має тепловий контакт з досліджуваним біологічним матеріалом. Розглянуто розрахункові характеристики апарату для визначення теплофізичних характеристик біологічних матеріалів. Розроблена методика вимірювання та обчислення теплопровідності речовин та визначено оптимальну конструкцію зондів при вимірюванні ТФВ різноманітних біологічних матеріалів, включаючи рідкі, тверді та умовно тверді біологічні матеріали.



## РОЗДІЛ III. РОЗРОБКА АПАРАТУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТФВ

### 3.1 Розробка функціональної схеми.

Для використання апарату для вимірювання ТФВ різних біологічних матеріалів, як рідких, так і твердих, що мають широкий діапазон теплопровідності необхідно мати різні модифікації вимірювальних зондів [49]. Поділивши зонди вимірювального модуля на групи різної модифікації можна забезпечити необхідні вимоги до апарату. Виходячи з вимог умов його застосування мобільний апарат може бути виготовлений опційно з необхідною кількістю зондів необхідної модифікації.

Для вимірювання коефіцієнта теплопровідності різноманітних матеріалів в ході даної роботи був створений дослідний зразок пристрою [61]. Він складається з вимірювального блоку та зондів. В разі необхідності для підвищення точності вимірювань може бути застосований термостат. Структурна схема пристрою для вимірювання теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів представлена на рис. 3.2 .

Керування режимами роботи пристроєм для вимірювання теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів та зчитуванням даних вимірювання здійснюється з ПК за допомогою програмного забезпечення «Аналізатор теплопровідності матеріалів», діалогове вікно якої представлено на рис. 3.1 .

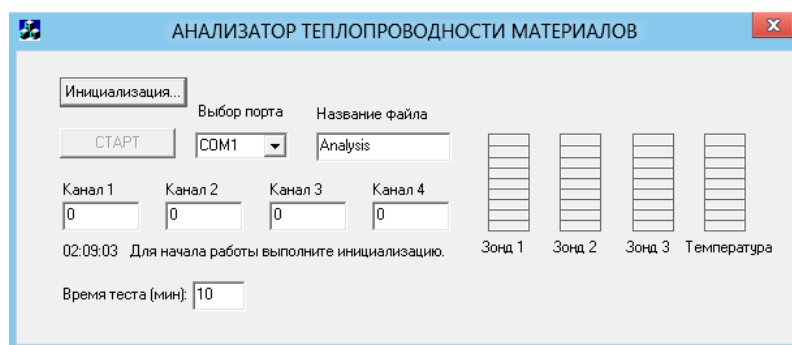


Рис.3.1. Діалогове вікно програми керування дослідний зразок пристрою [61].

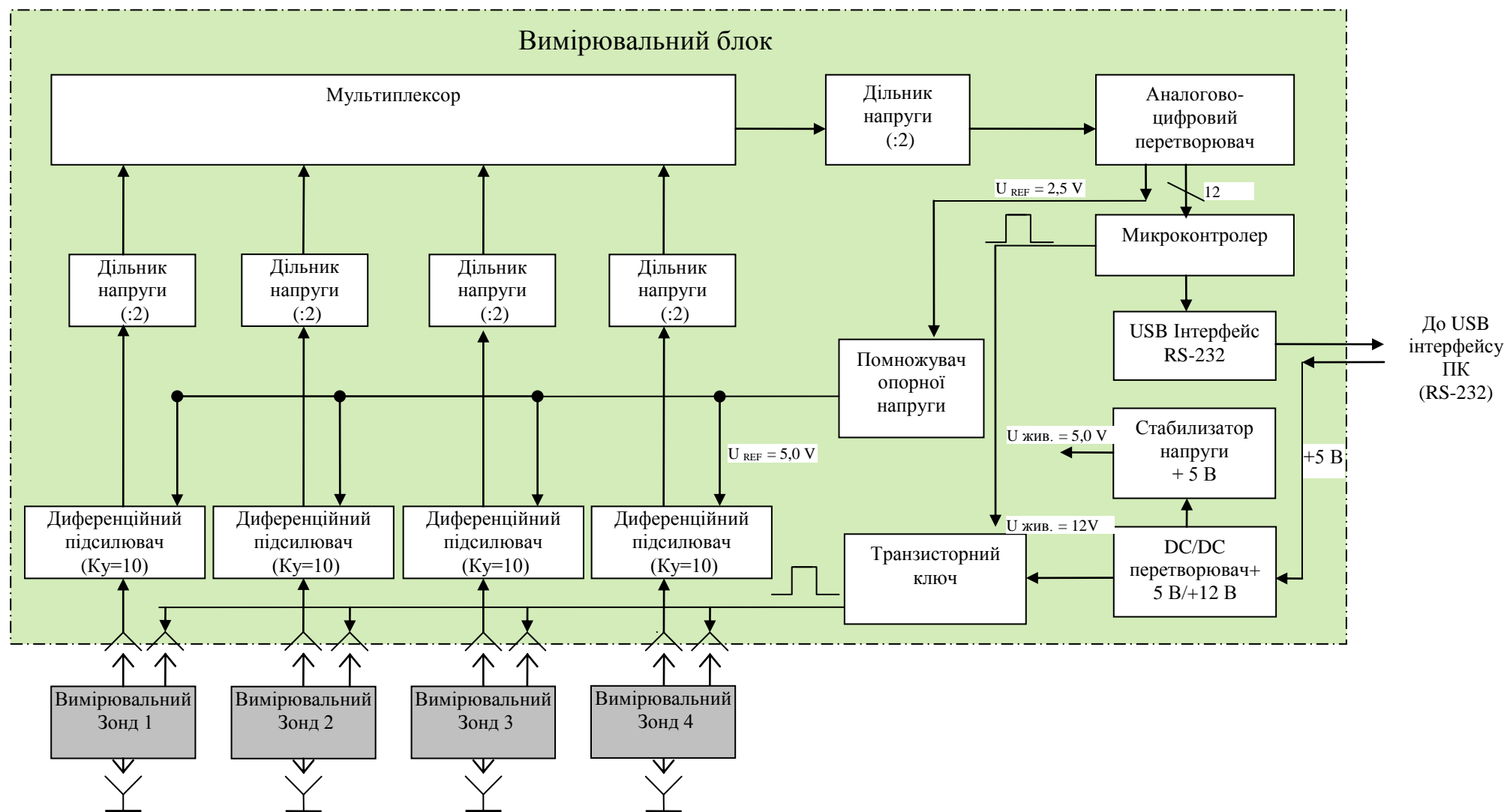


Рис. 3.2. Структурна схема пристрою для вимірювання теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів[61].

Обробка даних вимірювання та здійснення розрахунків теплофізичних характеристик досліджуваних матеріалів по даним вимірювання здійснюється за допомогою спеціального програмного забезпечення.

Пристрій для вимірювання теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів має чотири зонди. Терморезистор опору ввімкнені в плечі вимірювальних мостів та розігріваються залежно від теплопровідності досліджуваного матеріалу. Терморезистор опору закріплені на конусоподібних тримачах, які мають на кінці розширення.

Якщо при випробуваннях необхідно змінювати температуру досліджуваного зразка, то використовується додатково термостат зі своїм блоком живлення. Він забезпечує зміну температури досліджуваного зразка в діапазоні від  $+5^{\circ}\text{C}$  до  $+60^{\circ}\text{C}$ .

Пристрій працює наступним чином [61]. Терморезистори опору включені в одне із плечей вимірювальних мостів. На вимірювальні мости з вимірювального блоку за допомогою ключа подається імпульс напруги, який нагріває терморезистор опору. Напруга розбалансу мосту подається через диференційні підсилювачі та дільники напруги на мультиплексор. Мікроконтролер після подачі імпульсу напруги на вимірювальний міст послідовно перемикає сигнали всіх чотирьох вимірювальних каналів на вхід 12-ти розрядного АЦП і зчитує та записує значення чисел чотирьох вимірювальних каналів через кожні 0,15 сек. протягом 6 сек. За 6 секунд вимірювання контролер опитує 240 разів кожен з мостів й накопичує та усереднює отриманні дані. Впродовж наступних 20 секунд на вимірювальний міст не поступає напруга, і терморезистор опору охолоджується. Таким чином час виконання одного циклу вимірювання складає 26 секунд. Під час охолодження терморезистора опору відбувається передача результатів вимірювання першого циклу в ПК по USB інтерфейсу, де формується файл даних вимірювання. Живлення пристрою здійснюється від USB інтерфейсу ПК.

Вимірювальна сесія може тривати від 1 хв. до 60 хв. Тривалість вимірювальної сесії визначається оператором. Якщо необхідно проводити

вимірювання тривалий час, то оператор встановлює необхідний термін часу в віконці програми керування експериментальною установкою.

Для здійснення процедури вимірювання у вікні програми керування пристроєм вводиться назва файлу, здійснюється ініціалізація пристрою (вимірювальний блок підтверджує підключення до ПК). Встановлюється термін часу тесту (від 1 до 60 хвилин). Після натискання кнопки "Старт" починається процес вимірювання і у віконцях "Канал 1,2,3,4" з'являться виміряні значення на поточний момент часу.

Вимірювальний блок пристрою для вимірювання теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів має два входи для підключення зондів - "Блок зондів 1", "Блок зондів 2". Вхід "Блок зондів 1" призначений для вимірювання теплопровідності матеріалів з високою теплопровідністю (більше, ніж  $0.3 \text{ Вт/м}^{\circ}\text{К}$ ), а вхід "Блок зондів 2" призначений для вимірювання теплопровідності матеріалів з низькою теплопровідністю (менше, ніж  $0.3 \text{ Вт/м}^{\circ}\text{К}$ ). Відрізняються вони потужністю терморезисторів опору. Для біологічних матеріалів з високим коефіцієнтом теплопровідності (більше, ніж  $0.3 \text{ Вт/м}^{\circ}\text{К}$ ) потрібно в 3-5 разів збільшити потужність терморезистор опору ніж для матеріалів з низькою теплопровідністю. При використанні термостата досліджуваний зразок розташовується на спеціальному його майданчику.

Якщо пристрій використовується без термостата, то досліджувані зразки розміщуються в спеціальному контейнері при кімнатній температурі. Після підготовки зразків до вимірювання здійснюється ініціалізація підключення пристрою до ПК, встановлюється необхідний термін часу вимірювання, проводиться запуск процедури тестування. Діалогове вікно програми керування експериментальною установкою показане на рис. 3.1. Після закінчення сеансу вимірювання отримуємо текстовий файл з масивом даних.

Таблиця 3.1. Приклад одержаних даних вимірювання за один цикл вимірювання

Час від початку імпульсу, сек	Зонд №1 Значення на виході АЦП, у. о.	Зонд №2 Значення на виході АЦП, у. о.	Зонд №3 Значення на виході АЦП, у. о.	Зонд №4 Значення на виході АЦП, у. о.
0,15	2256,00	2270,00	2272,00	1990,00
0,3	2510,00	2526,50	2526,00	2062,00
0,45	2646,50	2670,00	2662,00	2102,00
0,6	2742,00	2758,50	2751,00	2127,50
0,75	2808,00	2824,25	2822,00	2150,00
0,9	2864,00	2880,50	2870,75	2166,00
1,05	2910,00	2926,00	2910,00	2174,00
1,2	2943,00	2966,50	2946,25	2184,00
1,35	2982,00	2998,00	2976,00	2192,50
1,50	3007,00	3025,00	3006,00	2201,00
1,65	3034,00	3054,50	3030,25	2208,00
1,8	3062,00	3078,00	3054,00	2215,00
1,95	3080,00	3102,00	3078,00	2222,00
2,1	3102,00	3118,00	3094,00	2230,00
2,25	3121,00	3136,00	3115,50	2233,00
2,4	3142,00	3155,25	3134,00	2238,00
2,55	3158,00	3174,00	3150,00	2246,00
2,7	3174,00	3190,00	3166,50	2248,00
2,85	3190,25	3200,75	3182,00	2254,00
3,0	3206,00	3214,00	3198,00	2256,00
3,15	3222,00	3230,00	3214,00	2262,00
3,3	3238,00	3240,00	3224,00	2264,00
3,45	3254,00	3254,25	3240,50	2269,50
3,6	3264,00	3264,00	3254,00	2272,00
3,75	3280,00	3278,00	3270,75	2278,00
3,9	3294,00	3287,50	3280,00	2278,00
4,05	3310,00	3302,00	3294,75	2282,25
4,2	3319,00	3310,00	3305,00	2281,00
4,35	3329,00	3320,00	3318,00	2288,00
4,5	3344,00	3328,00	3334,00	2294,00
4,65	3358,00	3342,00	3342,00	2295,50
4,8	3367,25	3350,00	3358,00	2302,00
4,95	3382,00	3358,00	3367,00	2302,75
5,1	3391,00	3368,00	3376,00	2304,00
5,25	3406,00	3376,25	3390,50	2310,00
5,4	3414,00	3390,00	3398,75	2310,00
5,55	3424,00	3393,75	3408,00	2312,00

5,7	3438,00	3406,00	3422,00	2318,00
5,85	3446,00	3414,00	3430,00	2318,00
6,0	3455,00	3422,00	3438,25	2326,00

Приклад одержаних даних вимірювання за один цикл вимірювання приведений в таблиці 3.1. В таблиці приведені числові значення розбалансу вимірювального мосту через кожні 0,15 сек. впродовж імпульсу розігріву представлені в умовних одиницях числових значень на виході АЦП вимірювального блоку, які прямо пропорційні напрузі розбалансу вимірювального мосту, а значить і температурі терморезистора опору. Таким чином виміряні числові значення по кожному із зондів представляють собою термограми розігріву терморезистора опору впродовж імпульсу розігріву.

При вимірюванні теплопровідності твердих, умовно-твердих та сипучих біологічних матеріалів необхідно забезпечити якісний тепловий контакт зонду з дослідним матеріалом [49]. На тепловий контакт зонду і дослідного матеріалу впливають численні фактори як зернистість досліджуваного біологічного матеріалу та його неоднорідність, що збільшує похибку вимірювання. Іншими словами на відміну від процесу вимірювання теплопровідності біологічних рідин де тепловий контакт забезпечується занурюванням терморезистора опору в досліджувану рідину при вимірюванні теплопровідності інших матеріалів між досліджуваним зразком та вимірювальним зондом виникає термічний опір і він буде впливати на результати вимірювання. В такому випадку при вимірюванні може виникнути значна похибка. Для зменшення термічного опору при вимірюваннях ТФВ твердих умовно-твердих та сипучих біологічних матеріалів в кожному з випадків необхідно розробити покрокові інструкції, рекомендацій яких необхідно суворо дотримуватися.

Таким чином алгоритм визначення теплопровідності досліджуваних біологічних матеріалів за допомогою пристрою полягає в наступному:

На вимірювальний міст, в одно із плечей якого ввімкнений терморезистор опору подається електричний імпульс напруги. З моменту ввімкнення зонд нагрівається за рахунок проходження через нього електричного струму. На протязі дії імпульсу напруга на зонді реєструється вимірювальним пристроєм за допомогою

аналого-цифрового перетворювача вимірювального пристрою. В результаті вимірювання напруги розбалансу мосту, яка пропорційна температурі терморезистора опору одержимо термограму розігріву зонду, по якій визначається теплофізичні властивості (ТФВ) досліджуваної біологічної речовини. Для розрахунку теплопровідності досліджуваного матеріалу по термограмі розігріву терморезистора опору визначається температура терморезистора опору на початку імпульсу та в його кінці. Різниця цих температур – температура саморозігріву терморезистора опору, яка залежить від ТФВ середовища, яке оточує терморезистор опору, тобто від ТФВ досліджуваного матеріалу.

### **3.2. Розробка принципової електричної схеми**

Вимірювання температури за допомогою терморезистора опору зазвичай здійснюють за класичною схемою, яка приведена в [62], тобто на терморезистор опору з високоточного джерела струму подається струм на терморезистор опору (0,1 мА). При вимірюванні температури важливо, щоб терморезистор опору не розігрівався електричним струмом, тому його значення має бути мінімально можливим. Напруга на терморезисторі опору, яка пропорційна його опору підсилюється підсилювачем і вимірюється за допомогою АЦП. Важливо, щоб підсилювач мав стабільний коефіцієнт підсилення, хорошу лінійність, високий вхідний опір та низькі власні шуми. Для збільшення точності вимірювання температури терморезистором опору необхідно ввести поправку на похибку значення опору терморезистора опору та відкорегувати коефіцієнт підсилення підсилювача. Необхідні корегуючі коефіцієнти визначають під час процедури калібрування. При цьому підсилювач напруги на терморезистор опору повинен мати точні та високостабільні характеристики, тому підсилення здійснюють за допомогою інструментальних підсилювачів, які мають стабільний коефіцієнт підсилення, хорошу лінійність, високий вхідний опір та низькі власні шуми.

Вимірювання температури за допомогою терморезистора опору з використанням інструментальних підсилювачів здійснюють за схемою, яка приведена на рис.3.3 [63].

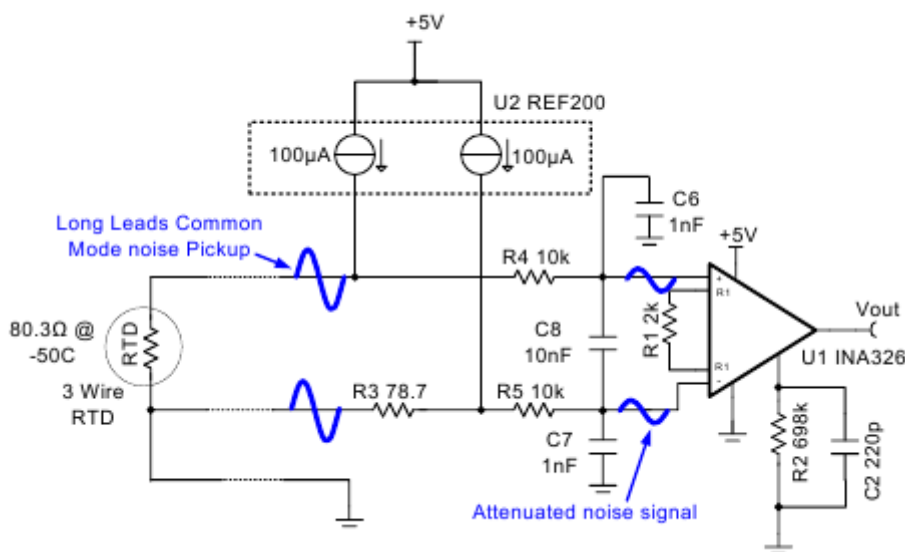


Рис. 3.3 . Вимірювання температури за допомогою терморезистора опорного з використанням інструментальних підсилювачів[63]

Слід зазначити, що для вимірювання теплопровідності для забезпечення розігріву терморезистора опорного необхідно щоб струм, який проходить через терморезистор опорного був значно більший ніж при вимірюванні температури. Так в нашому випадку струм має бути 6-10 мА, що майже в 100 разів більше, ніж при вимірюванні температури. Мікросхеми джерел струму не забезпечують необхідну точність підтримання номінального значення при струмі 6-10 мА (наприклад, точність LM134/LM234/LM334 складає більше 3%). Рівень шуму на виході таких джерел шуму взагалі не зазначений підприємством – виробником. Окрім цього при великій кількості вимірювальних каналів в кожному з каналів необхідно мати окреме джерело струму, що ускладнює електричну схему, збільшує похибку вимірювання та збільшує вартість апарату.

Зважаючи на це в мобільному апараті для вимірювання коефіцієнта теплопровідності доцільно використати вимірювальний міст Уїтстона з живленням від загального для всіх вимірювальних каналів джерелом напруги з точністю не гірше 0,5% та шумами не більше 20 мкВ. На рис. 3.4 показана використана в роботі схема електрична дослідного стенду. Підсилювачі сигналу



розбалансу вимірювального мосту зібрані на операційних підсилювачах по схемі аналогічній схемі наведених на рис. 3.3. Для корегування вимірюваного значення в залежності від дрейфу напруги живлення вимірювального мосту окремим каналом вимірюється значення цієї напруги і при відхиленні в ту чи іншу сторону від номінального значення в виміряні дані вноситься відповідна поправка.

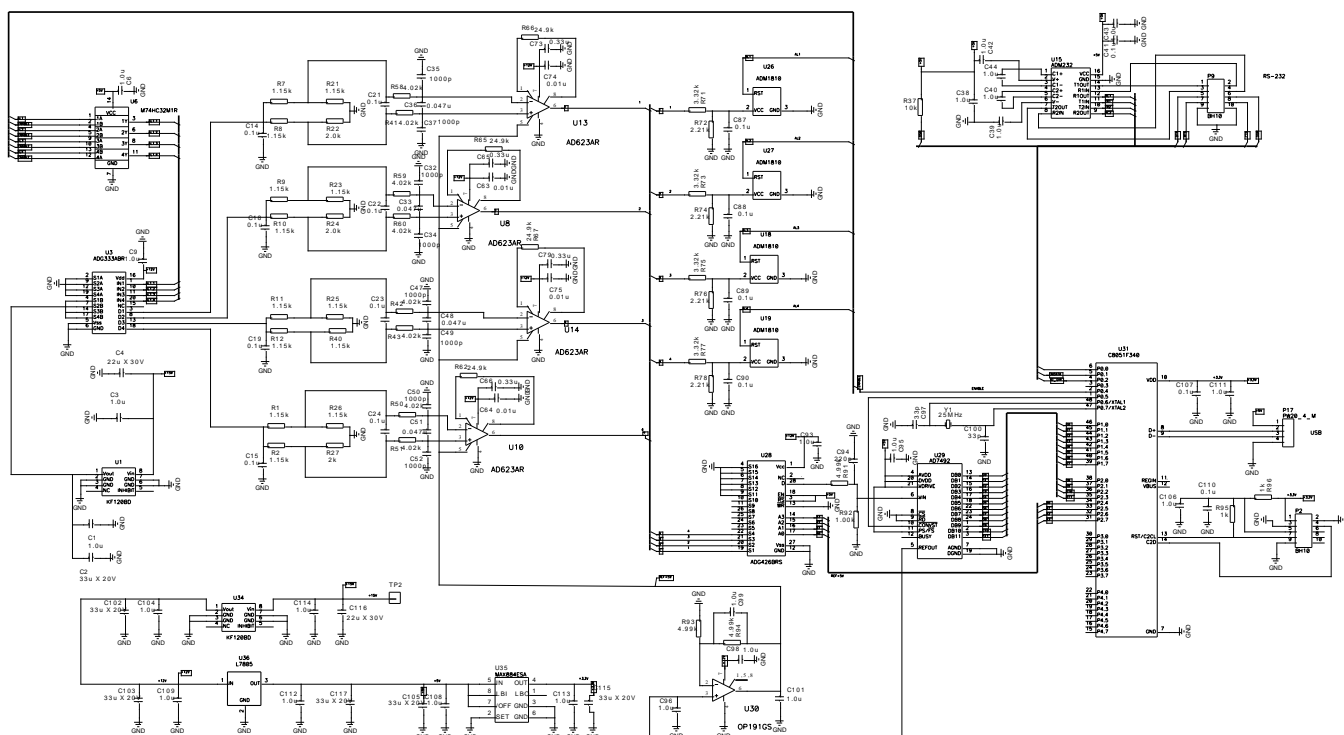


Рис. 3.4. Електрична схема чотирьохканального апарату для вимірювання коефіцієнта теплопровідності біологічних матеріалів.

Для забезпечення необхідної точності вимірювання та спрощення електричної схеми в чотирьохканальному мобільному апараті в якості підсилювача в роботі використано інструментальний диференціальний підсилювач AD623, який має високостабільний коефіцієнт підсилення (точність не гірше, ніж 0,1%), хорошу лінійність (не гірше, ніж 0,005%), високий вхідний опір та низькі власні шуми (не більше, ніж 2 мкВ).

Згідно рекомендаціям підприємства-виробника для зменшення рівня шуму в схему електричну введені фільтруючі елементи в ланцюгах живлення (рис. 3.5.) та сигнальних ланцюгах (рис. 3.6.).

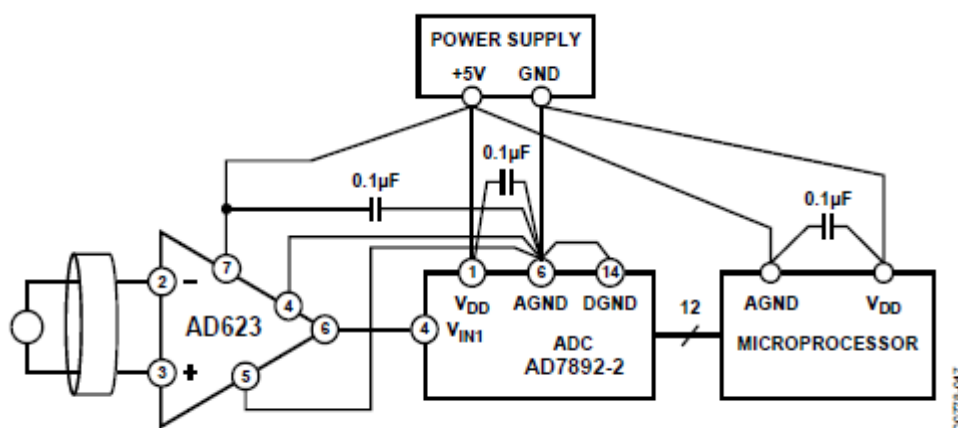


Рис.3. 5. Рекомендована підприємством-виробником схема включення інструментального диференційного підсилювача AD623[64].

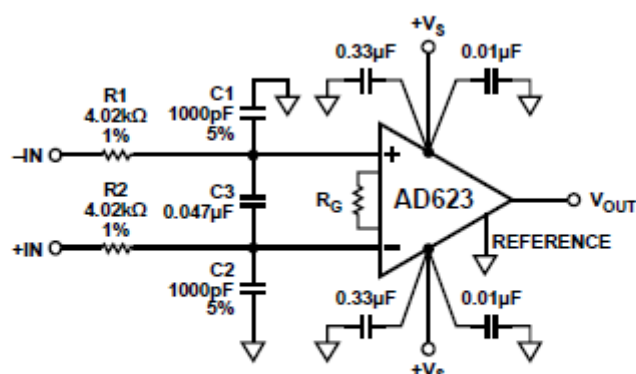


Рис. 3.6. Рекомендована підприємством-виробником схема включення фільтруючих елементів інструментального диференційного підсилювача AD623[64].

Рівень вхідних та вихідних сигналів розраховано за допомогою Майстра інструментальних підсилювачів підприємства-виробника (рис. 3.7).

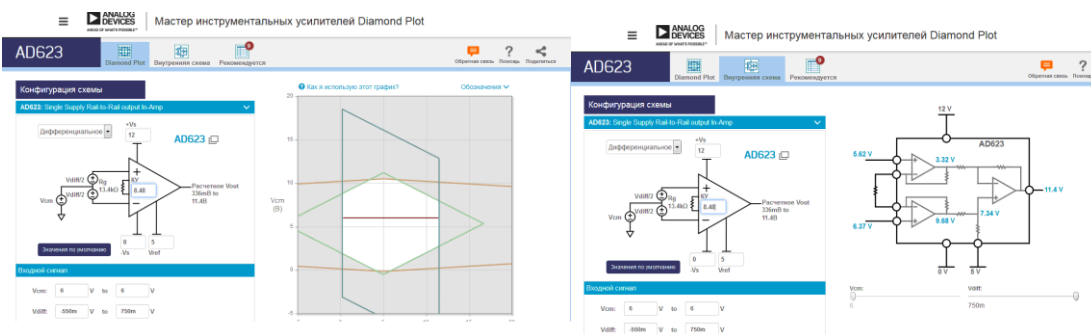


Рис.3.7. Вікна ПЗ майстра інструментальних підсилювачів підприємства-виробника інструментального диференційного підсилювача AD623.

Як видно по аналізу рівня вхідного сигналу підсилювача на одну умовну одиницю на виході 12-ти розрядного АЦП припадає  $1300 / 4095 = 0.317$  мВ, а на виході підсилювача  $11500 / 4095 = 2,81$  мВ. За допомогою «Instrumentation Amplifiers : Inamp Error Budget Analysis» розрахуємо похибку на виході підсилювача (рис.3.8.).

Device: AD623B

Application Parameters

Differential Amplitude,  $V_{diff}$ : 1300 mV  
Common Mode Voltage,  $V_{CM}$ : 6 V  
Gain: 6.48  
Operating Temperature,  $T_A$ : 25 °C  
Source Impedance  $R_{s1}$ : 0 ohms  
Source Impedance  $R_{s2}$ : 0 ohms  
[Calculate]

Error Source	Specification	Calculation	Effect on Absolute Accuracy	Effect on Resolution at Temp.
Gain Error	0.1 %		1000 ppm	
Gain Drift, $G_{nc}$	6.48 ppm / °C	$G_{nc} \cdot (T_A/25)$	0 ppm	
Gain Nonlinearity	0.0080 %		50 ppm	
Input Offset Voltage, $V_{os1}$	160 µV	$V_{os1} / V_{diff}$	123.1 ppm	
Input Offset Voltage Drift, $V_{os1,TC}$	1.0 µV / °C	$(V_{os1,TC} / V_{diff}) \cdot (T_A/25)$	0 ppm	
Output Offset Voltage, $V_{os2}$	1.1 mV	$V_{os2} / (GAIN \cdot V_{diff})$	99.8 ppm	
Output Offset Voltage Drift, $V_{os2,TC}$	10 µV / °C	$(V_{os2,TC} / (GAIN \cdot V_{diff})) \cdot (T_A/25)$	0 ppm	
Bias Current, $I_b$	27.5 nA	$I_b \cdot (R_{s1} + R_{s2}) / V_{diff}$	0 ppm	
Bias Current Drift, $I_{b,TC}$	25 pA / °C	$I_{b,TC} \cdot (R_{s1} + R_{s2}) \cdot (T_A/25) / V_{diff}$	0 ppm	
Offset Current, $I_{os}$	2.5 nA	$I_{os} \cdot MAX(R_{s1}, R_{s2}) / V_{diff}$	0 ppm	
Offset Current Drift, $I_{os,TC}$	5.0 pA / °C	$I_{os,TC} \cdot MAX(R_{s1}, R_{s2}) \cdot (T_A/25) / V_{diff}$	0 ppm	
Common Mode Rejection, CMRR	77 dB	$V_{CM} / (10^{CMRR/20} \cdot V_{diff})$	651.9 ppm	
Noise, RTI (0.1 Hz - 10 Hz)	3 µV p-p		2.3 ppm	
<b>TOTAL</b>			<b>1674.79999 ppm</b>	<b>52.3 ppm</b>

Рис. 3.8. Вікно розрахунку параметрів інструментального диференційного підсилювача AD623 ПЗ майстра інструментальних підсилювачів підприємства-виробника.

З розрахунків видно, що загальна систематична похибка на виході підсилювача буде складати не більше 1,9 мВ, а випадкова 52,3 мкВ, що менше за одну умовну одиницю на виході 12-ти розрядного АЦП на виході підсилювача (2,

81 мВ) з врахуванням рівня шуму (20 мкВ) на виході джерела напруги живлення вимірювального мосту.

Але це розрахунки, які повністю не враховують зовнішніх завад різноманітного роду, тому використовуючи постійний резистор замість терморезистора опору було проведено вимірювання похибки. Ці випробування показали, що реально значення похибки значно більше, ніж розраховане (див. рис.3.9.). Особливо на похибку впливають імпульсні перешкоди.

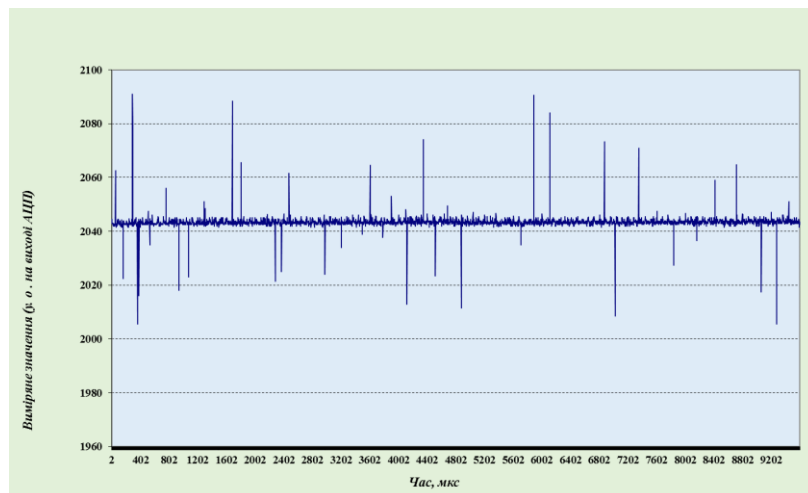


Рис.3.9. Похибка визначення напруги мобільним апаратом на терморезистор опору

Тому для зменшення похибки мобільним апаратом проводиться багаторазове вимірювання (50 разів за 0,3 сек.) напруги розбалансу мосту, після чого багаторазові дані вимірювань обробляються статистичними методами з використанням t-критерія. Тобто значення, які перевищують середньоквадратичне значення вилючаються як хибні, а з тих, які залишились обчислюється середнє значення. В результаті таких операцій випадкову складову похибки вимірювання мобільним апаратом вдалося знизити до значення  $\pm 1,0$  умовної одиниці на виході АЦП (випадкова складова похибки вимірювання температури  $\pm 0,0063$  °C). Систематична ж складова похибки вимірювання компенсується введенням поправок, які визначаються за результатами калібрувального тестування. Значення похибки підтверджено результатами вимірювань.

### 3.3. Розробка конструкції дослідного зразка апарату

Експериментальні дослідження проводилися за допомогою дослідного зразка апарату для вимірювання ТФВ біологічних матеріалів [61], фото якої представлено на рис. 3.10. Дослідження проводилися в пробірках діаметром 8 мм, розташованих на нагрівальному елементі термостата. Температура термостата підтримувалася впродовж сеансів вимірювання  $+40 \pm 0,5$  °С.

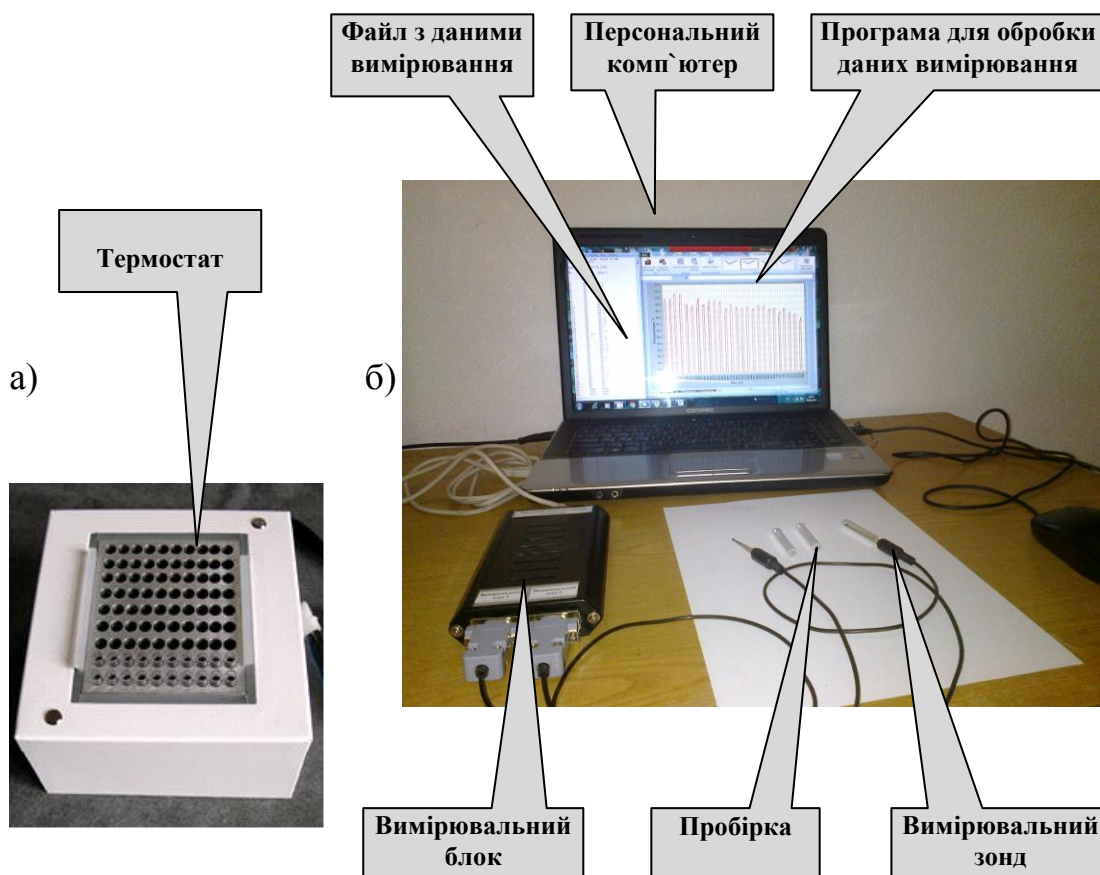


Рис. 3.10. Фото експериментальної установки. а) термостат; б) вимірювальний блок та персональний комп'ютер для зчитування та обробки даних [61].

### 3.4 Програмне забезпечення для керування мобільним апаратом та визначення теплопровідності досліджуваних біологічних матеріалів за даними вимірювання.

Керування режимами роботи пристроєм для вимірювання теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів та зчитуванням даних вимірювання

здійснюється з ПК за допомогою програмного забезпечення «Аналізатор теплопровідності матеріалів», діалогове вікно якої представлено на рис. 3.1. Обробка даних вимірювання та здійснення розрахунків теплофізичних характеристик досліджуваних матеріалів по даним вимірювання здійснюється за допомогою спеціального програмного забезпечення.

### **Висновки до розділу**

Для вимірювання коефіцієнта теплопровідності різноманітних біологічних матеріалів в ході даної роботи був створений дослідний зразок пристрою і вдосконалений метод їх розрахунку.

На основі проведених досліджень розроблено новий мобільний апарат для визначення ТФВ рідин та розглянуто розрахункові характеристики апарату для визначення теплофізичних характеристик біологічних матеріалів. Розроблена методика вимірювання та обчислення ТФВ рідин та додатково розроблене програмне забезпечення для керування мобільним апаратом та розрахунку необхідних значень теплопровідності та температуропровідності.

## **РОЗДІЛ IV. ОСОБЛИВОСТІ МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ**

### **4.1 Підготовка досліджуваних матеріалів та апарату до роботи**

Для проведення досліджень необхідно підготувати досліджувані біологічні матеріали та мобільний апарат до роботи. Для цього необхідно зручно розташувати обладнання на робочому столі та під'єднати вимірювальний блок до відповідного інтерфейсу ПК. Ввімкнути ПК та термостат апарату (якщо термостат використовується в дослідженнях). Відкрити вікно програми керування мобільним апаратом і провести ініціалізацію апарату.

Підготувати досліджувані зразки до проведення досліджень, а саме:

- Визначити необхідний набір досліджуваних біологічних зразків для дослідження. Скласти схему розташування біоматеріалів. Бажано використовувати в одних і тих же місцях картриджа одні і ті ж матеріали або

суміші для спрощення подальших операцій і запобігання помилок при обробці даних вимірювань. Деякі пробірки можуть бути використані як контрольні для вимірювання матеріалів з відомими ТФВ. За середнім значенням теплопровідності в цих пробірках також можливе коригування вимірних значень у всіх інших пробірках. Це дає можливість коригувати дані вимірювань в залежності від теплофізичних властивостей конкретних біологічних рідин, наприклад, донорської крові.

- Взяти картридж термостата апарату. Бажано в усі осередки приймального картриджа термостата перед установкою в них пробірок з тестованими рідинами залити по 70 мкл дистильованої води. Вода буде забезпечувати покращений теплової контакт між картриджем і колбою в процесі термостатування.

- Розмістити згідно схеми розташування біоматеріалів досліджувані зразки в картриджі термостата (в об'ємі не менше ніж по 170 мкл). Витримати картридж у ввімкненому термостаті не менше ніж 20 хв. Для прогрівання зразків до необхідної температури. Якщо термостат в дослідженнях не застосовується, то вимірювання можна проводити і при кімнатній температурі. В цьому випадку в залежності від температури навколишнього середовища використовуються відповідні вимірювальні зонди, а для розрахунку теплопровідності біологічних матеріалів використовуються поправки визначені при температурі близькій до температури навколишнього середовища.

#### **4.2 Порядок роботи з мобільним апаратом**

Запустити з ПК програму управління апарату. Провести ініціалізацію з'єднання ПК з мобільним апаратом якщо ця процедура не проведена, і після встановлення з ним зв'язку в віконці програми заповнити необхідні дані: назви файлу даних, який буде сформований на жорсткому диску ПК після закінчення процедури тестування і назви досліджуваних біологічних матеріалів згідно складеною схемою розташування зразків. Мобільний апарат готовий до проведення тестування.

Розмістити картридж в приймальню шахту блоку термостата. Опустити зонди вниз до упору, і таким чином ввести зонди в пробірки, встановлені в блоці термостата. Перед опусканням необхідно перевірити наявність забруднень на зондах апарату і при їх наявності дотримуючись запобіжних заходів усунути забруднення.

Зачекавши 3 хв. після опускання зондів запустити з ПК процедуру тестування натиснувши у вікні програми управління апарату кнопку «СТАРТ». При цьому у віконцях зондів з'являється відповідно поточні дані вимірювання.

Сеанс тестування проходить встановлений перед запуском процедури вимірювання термін часу. В паузах між імпульсами нагрівання терморезистори опору (20 сек.) проводиться зчитування даних вимірювань з апарату в ПК і формується на ньому файл даних з введеною назвою. Для підвищення достовірності вимірювань бажано встановити максимально можливий термін вимірювання, а виміряні результати усереднити.

Після завершення тестування:

- підняти зонди вгору, і таким чином звільнити пробірки;
- вилучити картридж з шахти термостата;
- промити зонди опустивши їх в посудину з промивною рідиною.

При дослідженні різних біологічних матеріалів, наприклад крові необхідно скласти покрокову інструкцію досліджень з врахуванням властивостей таких біологічних рідин і суворо дотримуватися процедури досліджень.

### **Висновки до розділу**

В залежності від властивостей досліджуваних біологічних матеріалів розроблена методика проведення досліджень та правила і послідовність проведення досліджень. Визначена стратегія і методика калібрувальних вимірювань та визначення поправочних коефіцієнтів. Визначена послідовність операцій, порядок підготовки зразків та правила роботи з мобільним апаратом.

## **РОЗДІЛ V. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА**



## **5.1 Розробка методики проведення експериментів**

У рамках роботи були проведені наступні дослідження біологічних матеріалів:

1) Дослідження впливу процесів конвекції в рідинах на похибку вимірювання теплопровідності біологічних матеріалів методом імпульсного підігріву терморезистора опору.

2) Вимірювання теплопровідності рідких біологічних матеріалів методом імпульсного підігріву терморезистора опору.

Метою цих досліджень є підтвердження ефективності застосування методу імпульсного підігріву терморезистора опору як експрес-методу для вимірювання ТФВ біологічних матеріалів .

## **5.2 Дослідження впливу процесів конвекції в рідинах на похибку вимірювання теплопровідності біологічних матеріалів**

Однією з причин виникнення випадкової адитивної складової похибки вимірювання є те, що в досліджуваній рідині за рахунок нагрівання або охолодження її термостатом та терморезисторів опору до температури, яка відрізняється від температури навколишнього середовища виникає явище конвекції [61]. Внаслідок цього явища в досліджуваній рідині постійно відбувається переміщення теплих та холодних шарів. Нагрівання або охолодження досліджуваної рідини термостатом зумовлене необхідністю стабілізації температури досліджуваного зразка за час вимірювання та визначення ТФХ досліджуваних рідин при різних температурах.

Вільна, або природна конвекція виникає в зв'язку з нерівномірною зміною значення густини рідини від нагрівання [61, 65]. Вільна конвекція виникає всюди, як приклад, біля нагрітих стінок або біля дна посудини, трубопроводів тощо. Цей вид теплообміну виконує важливу роль як в промисловості, так і в побуті. Вільний теплообмін виникає в нерівномірно нагрітому газі або в рідині, які

знаходяться як в обмеженому просторі, так і в необмеженому просторі. Якщо тіло має більш високу температуру, ніж навколишнє середовище, то шари рідини, нагріваючись біля нагрівача, будуть легші і під дією підйомної сили піднімаються вгору, а на їх місце приходять більш холодні шари. Внаслідок цього явища виникає вільний конвекційний рух рідини (рис. 5.1).

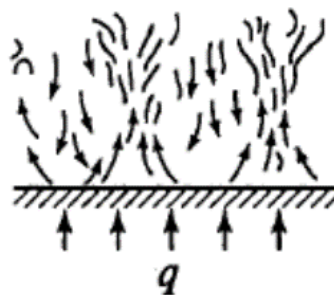


Рис. 5.1. Характер руху рідини при природній конвекції в необмеженому просторі при нагріванні горизонтальної стінки знизу [61, 65].

Під конвекцією розуміють рух мікрочастинок відносно один одного [61, 65]. Будь-який рух пов'язано з переносом кінетичної енергії, а отже зі зміною температури. Тому, якщо середовище має нерівномірну температуру, то процес конвекції буде спрямований на її вирівнювання по всьому об'єму.

Залежно від причин, які викликають рух частинок рідини чи газу, розрізняють два види конвекції вільну і вимушену. В даному випадку виникає вільна конвекція, яка зумовлена градієнтом температур між нагрітим електричним струмом терморезистор опоруом та навколишнім середовищем та між горизонтальною площиною нагрівального елемента термостата та навколишнім середовищем. Для зменшення впливу конвекції тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору в даному дослідженні зменшено до оптимальних 6 сек. (згідно рекомендаціям дослідників [61, 66, 67] вона має складати 1-11 сек.).

Предметом даного дослідження є вплив явища конвекції на похибку вимірювання, яка виникає за рахунок градієнта температур між горизонтальною площиною нагрівального елемента термостата та навколишнім середовищем.

Кількість теплоти, що передається конвекцією, розраховується за загальноприйнятим рівнянням тепловіддачі Ньютона-Ріхмана [66] :

$$Q = \alpha F (t_{cm} - t_p), \quad (5.1)$$

де  $\alpha$  – коефіцієнт тепловіддачі, що характеризує інтенсивність теплообміну на поверхні тіла, Вт/(м<sup>2</sup>·К);  $t_{cm}$  и  $t_p$  – відповідно температура стінки та рідини, °С.

Визначення коефіцієнта тепловіддачі викликає собою основне утруднення при розрахунку конвективного теплообміну, оскільки на коефіцієнт  $\alpha$  впливають безліч різних чинників. Основними з них є природа виникнення руху рідини і її теплофізичні властивості. На тепловіддачу впливають фізичні властивості рідини (теплопровідність  $\lambda$ , теплоємність  $c$ , щільність  $\rho$ , в'язкість  $\nu$ , коефіцієнт теплового розширення  $\beta$  і температуропровідність  $a$ , форма і розміри теплообмінної поверхні, а також її положення в просторі.

Точне значення коефіцієнта теплопровідності можна встановити тільки шляхом досліджень в кожному окремому випадку. Для аналітичного визначення  $\alpha$  необхідно скласти шість диференціальних рівнянь, при вирішенні яких з'являються дев'ять констант, а для їх знаходження необхідно вирішити ще чотирнадцять рівняння.

Для практичного спрощення розрахунків тепловіддачі вдаються до критеріїв теплової подібності [66]. Це безрозмірний комплекс, що складається з величин, що характеризують дане явище. При проведенні дослідів з метою знаходження коефіцієнта тепловіддачі в першу чергу вимірюють ті величини, які входять в критерії подібності. А результати дослідів обробляються в формі критеріальних рівнянь, які представляються в вигляді залежності:

$$K = C \cdot K_1^{n_1} \cdot K_2^{n_2} \cdot \dots \cdot K_z^{n_z}, \quad (5.2)$$

де  $K$  – визначуваний домінуючий критерій;  $C$  – константа подібності;

$K_1^{n_1} \cdot K_2^{n_2} \cdot \dots \cdot K_z^{n_z}$  – критерії, що визначаються;  $n_1, n_2, \dots, n_z$  – показники ступеня.

Найбільш часто в теорії теплообміну використовуються наступні критерії подібності (числа):

$$Nu = \frac{\alpha d}{\lambda}, \quad (5.3)$$

– критерій Нуссельта, що характеризує інтенсивність конвективного теплообміну;

$$Gr = \beta \cdot 9,8 \cdot d^3 \cdot \frac{\Delta t}{\nu^2} \quad (5.4)$$

– критерій Грасгофа, що характеризує інтенсивність вільного руху;

$$Pr = \frac{\nu}{a} \quad (5.5)$$

– критерій Прандтля, що характеризує фізичні властивості рідини.

При цьому:  $d$  – геометричний розмір тіла, м;  $\nu$  – кінематична в'язкість потоку,  $\text{м}^2/\text{с}$ ;  $\beta = 1/(273+t)$  – коефіцієнт температурного розширення,  $1/^\circ\text{K}$ ;

$\alpha$  – температуропровідність,  $\text{м}^2/\text{с}$ .

При вільній конвекції критеріальне рівняння має вигляд [61, 66]:

$$Nu = C(Gr \cdot Pr)^n \quad (5.6)$$

При вимушеній конвекції аналітичне розв'язання задач по визначенню теплопередачі в ламінарному та турбулентному рухах виконані при цілому ряді допущень, тому практичного застосування не одержали, а знання по визначенню коефіцієнта теплопровідності в основному базуються на експериментальних дослідженнях.

Для визначення коефіцієнта теплопровідності методом імпульсного підігріву терморезистора опору необхідно виміряти температуру розігріву терморезистора опору в досліджуваній рідині. Точність її визначення впливає на точність розрахунку значення теплопровідності досліджуваної рідини за даними вимірювання, тому і була проведена оцінка точності вимірювання температури розігріву терморезистора опору в посуді різного діаметра.

З метою визначення оптимальної конструкції зонду та термостата, вибору оптимального об'єму досліджуваного матеріалу проведено серію

експериментальних досліджень за допомогою дослідного стенду для вимірювання ТФВ рідин [61]. В дослідженнях в якості досліджуваної рідини використовувалася дистильована вода. Такий вибір зумовлений необхідністю досліджень ТФВ водних розчинів та сумішей, якими є біологічні середовища. Для підтвердження результатів вимірювання проведені також порівняльні дослідження розчинів води та гліцерину в різних концентраціях, які мають інші ТФВ. Дослідження проводилися в посудинах діаметрами 8 мм, 20 мм та 50 мм, розташованих на нагрівальному елементі термостата. Температура термостата підтримувалася впродовж сеансів вимірювання  $+40 \pm 0,5$  °C.

На графіках рис 5.2, рис. 5.4 та рис. 5.6 приведені термограми розігріву терморезистора опору протягом 500 сек., в посудинах діаметром 50 мм, 20 мм та 8 мм відповідно[61]. Паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка. Пунктирними лініями на графіках показані мінімальна та максимальна температури розігріву терморезистора опору.

Температура розігріву терморезистора опору визначається як різниця значень температури в кінцевій точці термограми та температури в початковій точці розігріву. На графіках рис. 5.3, рис. 5.5, рис. 5.7 приведені коливання температури розігріву терморезистора опору протягом сеансів вимірювання відповідно в посудинах діаметром 50 мм, 20 мм та 8 мм [61].

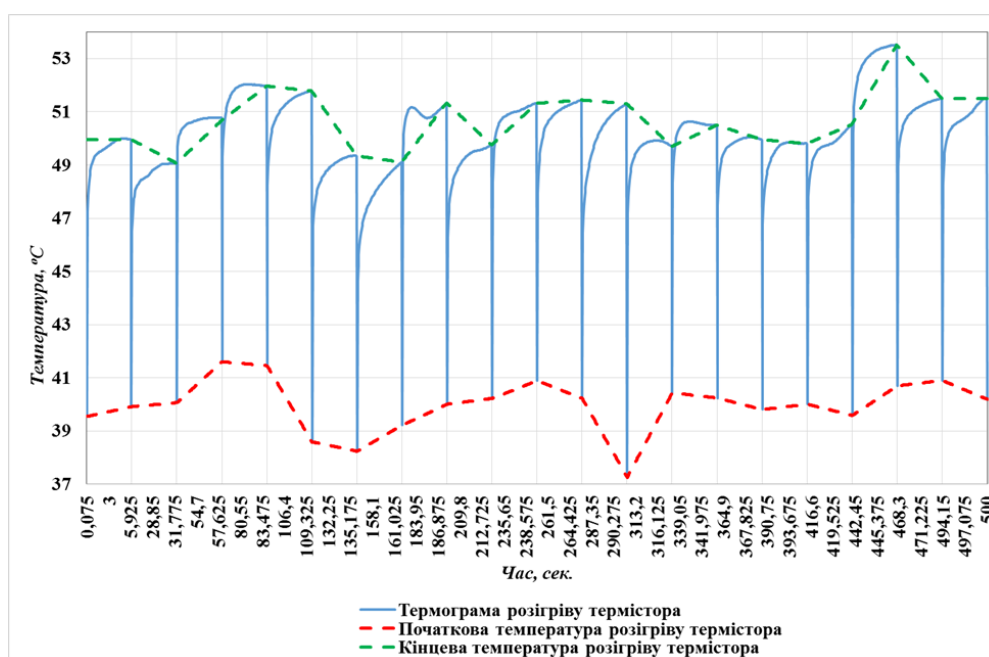


Рис. 5.2. Термограми розігріву терморезистора опору протягом 500 сек в посудині діаметром 50 мм. (Тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору – 6 сек., паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка) [61].

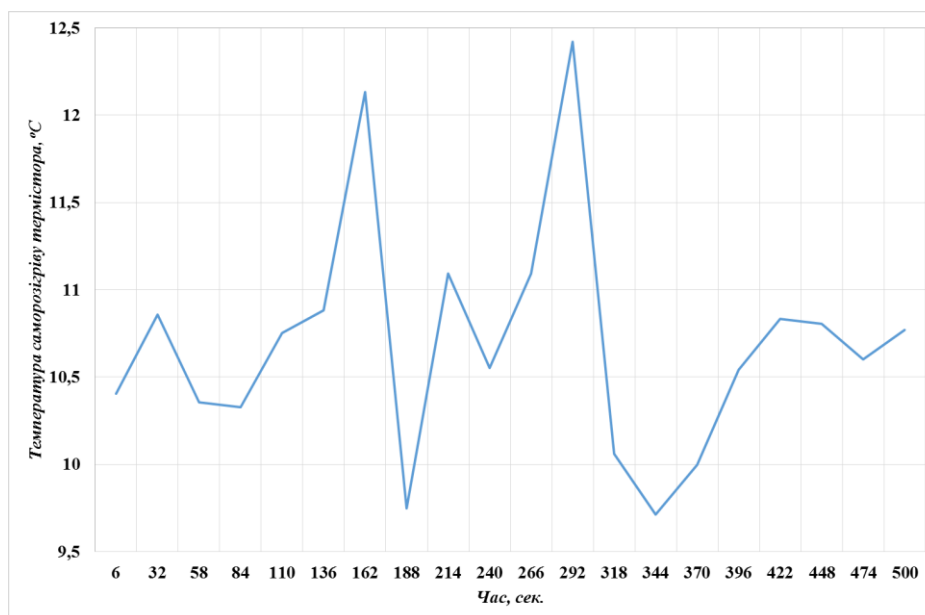


Рис. 5.3. Температура саморозігріву терморезистора опору протягом 500 сек в посудині діаметром 50 мм. (Тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору – 6 сек., паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка) [61].

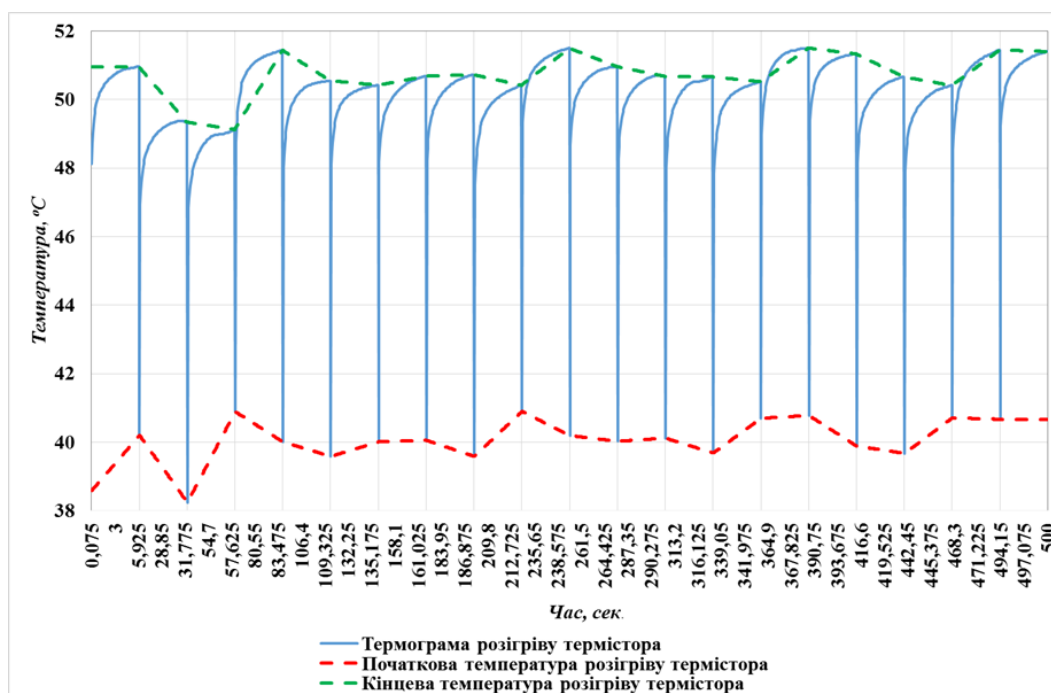


Рис. 5.4. Термограми розігріву терморезистора опору протягом 500 сек в плоскодонній пробірці діаметром 20 мм. (Тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору – 6 сек., паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка) [61].

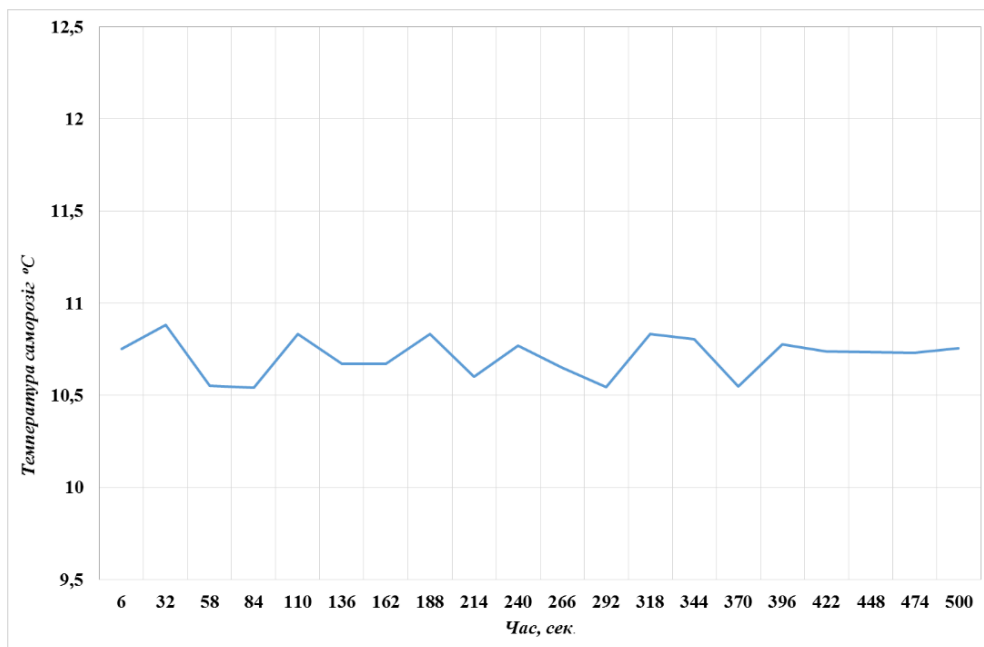


Рис. 5.5. Температура саморозігріву терморезистора опору протягом 500 сек в плоскодонній пробірці діаметром 20 мм. (Тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору – 6 сек., паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка) [61].

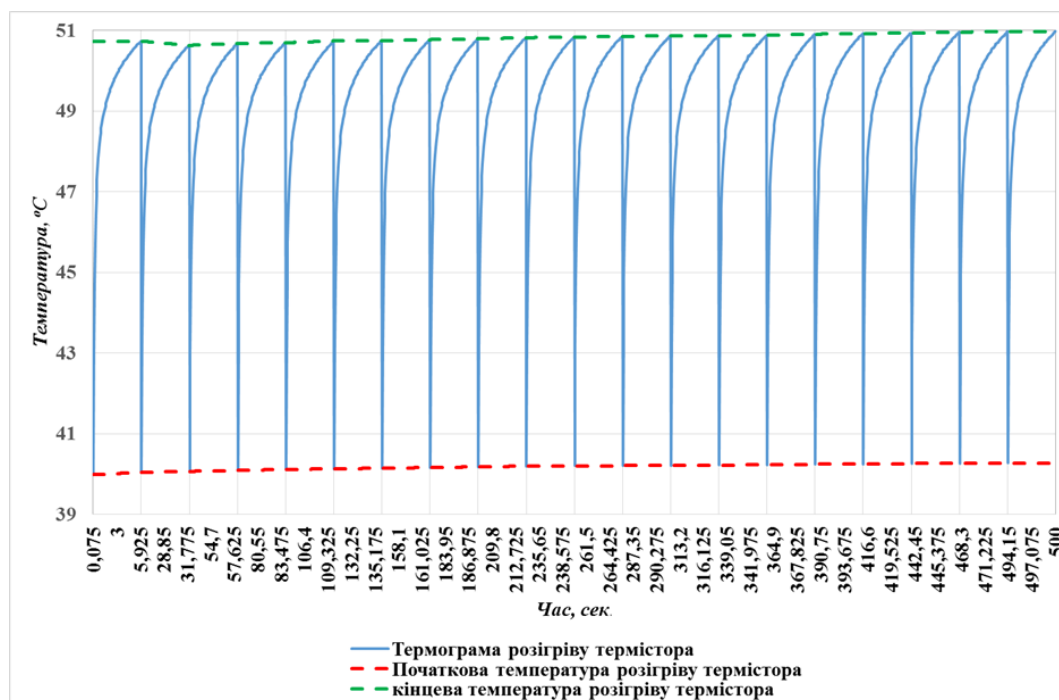


Рис. 5.6. Термограми розігріву терморезистора опору протягом 500 сек в пробірці діаметром 8 мм. (Тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору – 6 сек., паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка) [61].

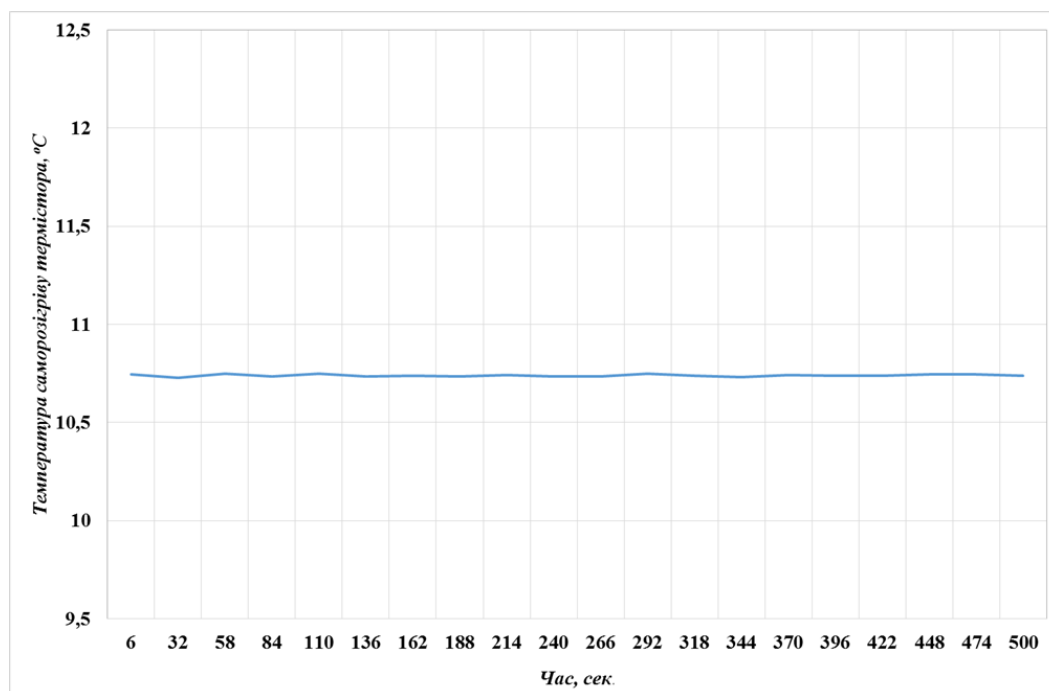


Рис. 5.7. Температура саморозігріву терморезистора опору протягом 500 сек в пробірці діаметром 8 мм. (Тривалість імпульсу розігріву терморезистора опору – 6 сек., паузи охолодження між імпульсами розігріву по 20 сек. вилучені з графіка) [61].

З графіків видно, що при зменшенні діаметру посудини зменшується і інтенсивність вільного конвекційного руху рідини, а це суттєво зменшує похибку вимірювання температури розігріву терморезистора опору, по значенню якої за формулою (2) визначається коефіцієнт теплопровідності досліджуваного матеріалу. Числові значення відхилення температури розігріву від середнього значення в посудинах різних діаметрів приведені в таблиці 1.

Таблиця 5.1. Числові значення відхилення температури розігріву від середнього в посудинах різних діаметрів[61]

Діаметр посуду з досліджуваним	Характеристика, визначена за термограмою	Середнє значення, °C	Максимальне значення, °C	Мінімальне значення, °C	Максимальні абсолютні значення відхилення,	Середньоквадратичне значення похибки
--------------------------------	--	----------------------	--------------------------	-------------------------	--	--------------------------------------



матеріал ом, мм					°C	температури розігріву терморезист ора опору, %
8	Початкова температура розігріву терморезисто ра опору	40,204	40,335	39,985	0,326 -0,544	
	Кінцева температура розігріву терморезисто ра опору	50,943	51,073	50,730	0,253 -0,419	
	Температура розігріву терморезисто ра опору	10,739	10,750	10,729	0,099 -0,096	0,33
25	Початкова температура розігріву терморезисто ра опору	40,025	40,899	38,242	2,183 -4,456	
	Кінцева температура розігріву терморезисто ра опору	50,737	51,504	49,124	1,511 -3,179	
	Температура розігріву терморезисто ра опору	10,712	10,882	10,543	1,594 -1,578	5,29
50	Початкова температура розігріву терморезисто ра опору	39,953	41,605	37,263	4,135 -6,732	
	Кінцева температура розігріву терморезисто ра опору	50,6502 4	51,96262	49,12406	2,591073 -3,01318	
	Температура розігріву терморезисто ра опору	10,6973 1	12,4205	9,712831	16,10859 -9,20305	42,19

На рис. 5.8 представлено залежність виміряного значення температури розігріву терморезистора опору та коридор коливань вимірних значень температури від діаметра пробірки.

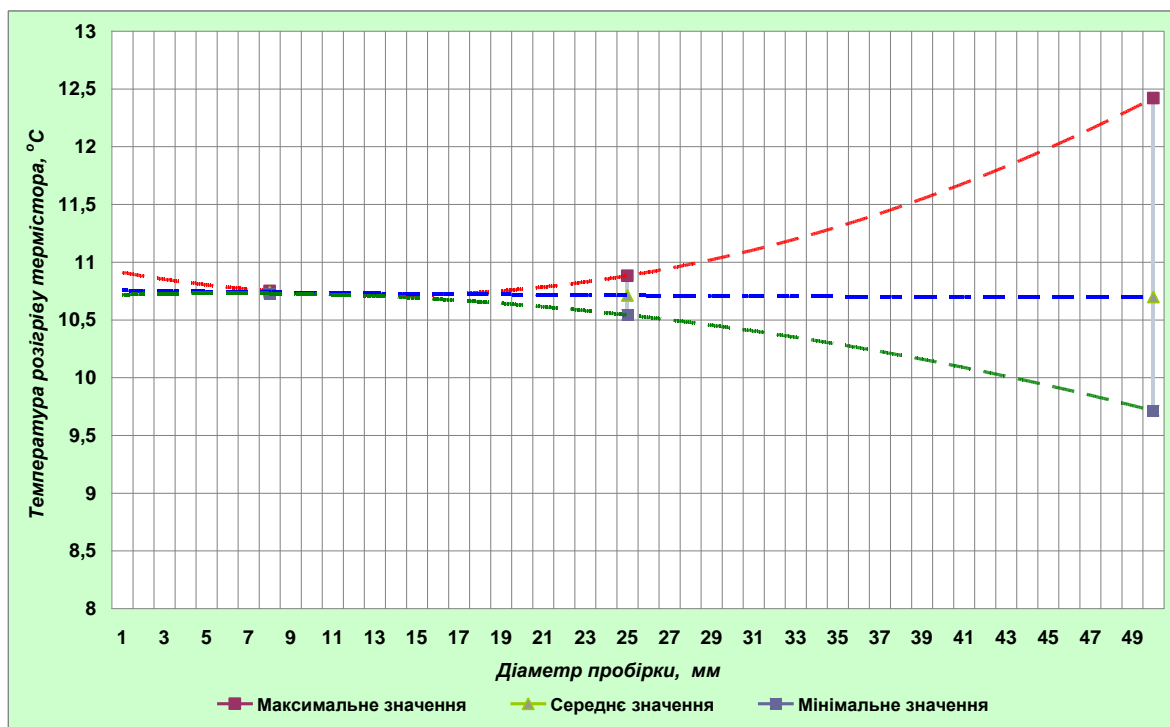


Рис. 5.8. Залежність виміряного значення температури розігріву терморезистора опору та коридор коливань вимірних значень від діаметра пробірки[61].

Оскільки похибка вимірювання температури розігріву терморезистора опору є основною складовою похибки визначення коефіцієнта теплопровідності, що обчислюється за формулою (2), то визначимо вплив похибки значень відхилення температури розігріву терморезистора опору у дистильованій воді в посудинах різних діаметрів. Обчислені значення похибки приведені в таблиці 5.2, а графічна залежність похибки представлена на рис. 5.9.

Таблиця 5.2. Числові значення похибки вимірювання коефіцієнта теплопровідності в посудинах різних діаметрів[61]

Діаметр посуду з досліджуваним	Виміряне середнє значення,	Систематична похибка *, %	Абсолютна похибка, $Вт/м \cdot К$	Відносна похибка вимірювання, %
--------------------------------------	----------------------------------	---------------------------------	---	------------------------------------

матеріалом, мм	$Bm/m \cdot K$			
8	0,6295	0,09	0,0078	1,24
25	0,6229	-0,968	0,0861	13,8
50	0,6195	-1,516	0,7743	125,0

Примітка.

\*- При використанні багаторазових вимірювань для зменшення похибки вимірювання необхідно вносити поправку на систематичну похибку в залежності від діаметру посуду відповідно для кожної із досліджуваних рідин. Значення поправок визначаються дослідним шляхом.

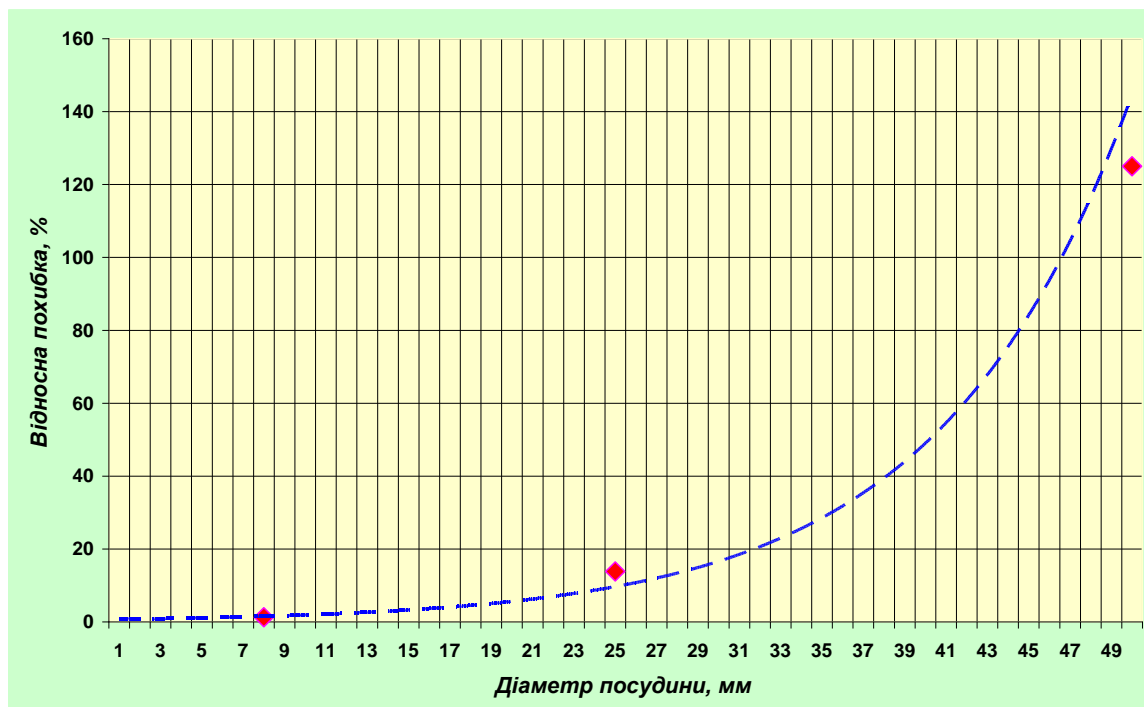


Рис. 5.9. Залежність відносної похибки вимірювання від діаметру посуду при дослідженні дистильованої води [61].

Проведені дослідження для дистильованої води та порівняльні дослідження рідин з різними коефіцієнтами теплопровідності (розчинів гліцерину у воді в різних концентраціях) підтвердили тенденцію зростання похибок вимірювання температури з збільшенням діаметру посуду, що в свою чергу приводить до збільшення похибки при визначенні коефіцієнта теплопровідності по значенню температури розігріву терморезистора опору. Збільшення похибки визначення коефіцієнта теплопровідності з збільшенням діаметру посуду зумовлене різним ступенем прояви явища конвекції в посуді різних діаметрів. Особливо це проявляється при роботі в рідинному середовищі випромінювачів ультразвукових терапевтичних апаратів [68-70]. Похибка, яка виникає при дослідженні рідин з різними коефіцієнтами теплопровідності буде залежати від фізичних властивостей конкретної рідини, тому при дослідженнях доцільно використовувати посуд якомога меншого діаметру. Таку залежність підтверджують і інші дослідники [70,71]. Так, Кравець [71] в своїх дослідженнях зазначає, що при діаметрі терморезистора опору 1,5 мм товщина шару досліджуваної рідини має бути не більше 5 мм. Цього достатньо для того, щоб при малому терміну часу нагрівання терморезистора опору (до 10 сек.) ефект конвекції не впливав на похибку вимірювання, а при математичному моделюванні в розрахунках ТФВ дозволяє вважати рідину напівнескінченим середовищем.

### **5.3 Вимірювання теплопровідності рідких біологічних матеріалів методом імпульсного підігріву терморезистора опору.**

У даній роботі розглянуті результати вимірювань рідких біологічних матеріалів, наприклад, молока різного ступеня жирності, білка та жовтка куриних яєць.

Перед вимірюванням проводиться процедура калібрування апарату з використанням еталонних рідин з відомими коефіцієнтами теплопровідності. Досліджувані рідини в обсязі 350 мкл розміщуються в пробірці, вміщеній в термостат. Він нагріває досліджувані суміші до температури від +30°C до + 42 °C.

Після нагрівання оператор занурює в вимірювальне середовище вимірювальні зонди і запускає початок вимірювання на ПК.

Обчислення коефіцієнта теплопровідності здійснюється за формулою (4). Перед проведенням досліджень для визначення коефіцієнтів пропорційності  $N_{36\text{ в}}$ ,  $N_{16\text{ в}}$ ,  $K_{ні}$ ,  $K_{Пв}$ ,  $K_{кі}$  було проведення калібрування апарату, яке полягало в визначенні шляхом контрольних вимірювань температури розігріву зондів в еталонних рідинах з відомими ТФВ. В якості еталонних рідин використовувалися дистильована вода, 85 % розчин гліцерину в очищеній воді та 96 % розчин етилового спирту в воді.

Для цього перед дослідженнями [78] проведено калібрувальні вимірювання з використанням еталонних рідин в діапазоні температур від +30 °C до +40 °C [78]:

- дистильованої води;
- фізіологічного розчину (розчин 0,9 % NaCl в дистильованій воді);
- 85 % розчину гліцерину в очищеній воді (Розчин наскірний 85 %, медичний);
- етилового спирту медичного 96-Екстра (96 % розчин етилового спирту в воді).

Довідкові дані значень теплопровідності еталонних рідин приведені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3. Значення коефіцієнта теплопровідності еталонних рідин (Дані довідників).

Досліджувана рідина	Температура , °C	Коефіцієнт теплопровідності	
		Довідникові дані, Вт/(м* К)	Довідник
Дистильована вода	+30 °C	0,615	[73]
	+35 °C	-	
	+40 °C	0,628	[73]
85% розчин гліцерину в воді	+30 °C	0,322	[73]
	+35 °C	0,323	[73]
	+40 °C	0,323	[73]
Етиловий спирт медичний (96% розчин етилового спирт в воді)	+30 °C	0,183	[74]
	+35 °C	0,178	[74]

	+40 °C	0,175	[74]
--	--------	-------	------

Ці і подальші вимірювання теплопровідності досліджуваних матеріалів проводилися сеансами по 10 хв. одночасно (кількість сеансів - 3) 10-ти зразків з моменту досягнення температури досліджуваних зразків +30 °C, що відповідає нижньому краю температурного діапазону вимірювань. Починаючи з початку нагрівання температура досліджуваних зразків поступово збільшувалася до температури +42 °C.

Для визначення коефіцієнта теплопровідності досліджуваних розчинів в діапазоні температур від +30°C до +40°C відповідно були взяті дані вимірювання в діапазонах 30-35°C, 35-39°C та 39-42°C. Розрахунок коефіцієнтів теплопровідності при даних температурах здійснювався по формулі (2.8) підстановкою даних вимірювання одержаних в діапазонах температур 30-35°C, 35-39°C та 39-42°C і відповідно значенням  $N_{(T)}$  при температурах зонда  $T + 30$  °C, +35 °C та +40 °C, які розраховані при умові лінійної залежності  $N=f(T)$ .

При вимірюванні залежності теплопровідності досліджуваних біологічних рідин ( від температури використовувався багаторазовий метод вимірювання (одночасне вимірювання досліджуваних зразків з подальшою статистичною обробкою результатів. Результати вимірювання теплопровідності молока приведені на рис. 5.12 (молоко). При дослідженні теплопровідності білка та жовтка курячих яєць виявлено, що при підвищенні температури від +30°C до +40°C теплопровідність білка падає, а теплопровідність жовтка зростає. Розміщення вимірювального зонда в пробірках з зразками білка та жовтка показано на рис. 5.10.



Рис. 5.11.  
Дослідження  
теплопровідності  
молока



Рис. 5.10.  
Дослідження  
теплопровідності  
білка та жовтка  
курячих яєць

При дослідженні теплопровідності молока з різним ступенем жирності виявлено, що з ростом вмісту жирів теплопровідність молока падає. Розміщення вимірювального зонда в пробірці з зразком молока показано на рис. 5.11. Графіки залежності теплопровідності молока від його жирності наведені на рис. 5.12 [78].

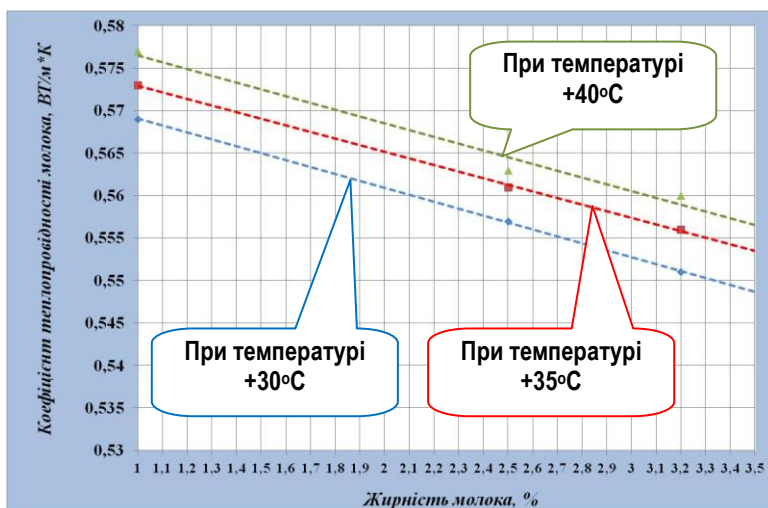


Рис. 5.12. Залежність теплопровідності молоко від вмісту жирів [ 78].

Виміряні значення теплопровідності, похибка вимірювання та емпіричний коефіцієнт залежності теплопровідності від температури наведені в таблиці 5.4. Для порівняння в цій же таблиці наведені дані вимірювання наведені в публікаціях. Більшість результатів вимірювання в основному співпадає з опублікованими в літературі даними, що підтверджує можливість використання методу імпульсного підігріву терморезистора опору для вимірювання ТФВ біологічних матеріалів. Як видно одержаних даних з ростом температури теплопровідність більшості досліджених рідин зростає. Винятком цього правила є 96% розчин спирту у воді та білок курячих яєць, перший з яких використовувався у дослідженнях як еталонна рідина. У цього розчину з ростом температури коефіцієнт теплопровідності падає.

Таблиця 5.4. Результати вимірювання теплопровідності біологічних матеріалів.

Біологічний матеріал	Глибина занурення зонда, мм	Виміряні дані			Дані публікацій
		Коефіцієнт теплопровідності, Вт/м*К (температура, °C)	Середньоквадратичне значення похибки, %	Емпірична постійна $\alpha_0$ , 1/°C	
Молоко коров'яче 1,0 %	7	0,569(+30 °C) 0,573(+35 °C) 0,577(+40 °C)	1,6	0,0008	0.544(27 °C) [75]
Молоко коров'яче 2,5 %	7	0,557(+30 °C) 0,561(+35 °C) 0,563(+40 °C)	1,7	0,0006	0.554(20 °C) $\pm$ 7,9% [76] 0.612(80 °C) $\pm$ 7,9% [76] [77]
Молоко коров'яче 3,2 %	7	0,551(+30 °C) 0,556(+35 °C) 0,56(+40 °C)	1,7	0,0009	-
Яйце куряче(жовток)	7	0,342(+30 °C) 0,347(+35 °C) 0,348(+40 °C)	2,4	0,0006	0.357(7,8 °C) [78] 0.337 (19,4 °C) [78] 0.383 (31,3 °C) [78] 0.34 (20 °C) $\pm$ 1,5% [79]
Яйце куряче (білок)	7	0,571(+30 °C) 0,569(+35 °C) 0,566(+40 °C)	2,2	-0,0005	0.5(7,8 °C) [79] 0.583 (19,4 °C) [79] 0.577 (31,3 °C) [79] 0.56 20 °C) $\pm$ 1,5% [80]



Результати виконаних досліджень у вигляді розробленого апарату та програмного забезпечення можуть бути використані при визначенні імунологічної реакції у пацієнта, що значно підвищить ефективність лікування та скоротить його термін.

### **Висновки до розділу**

Для визначення раціональної конструкції вимірювального зонду і правильного вибору посуду для досліджуваної рідини при вимірюванні теплопровідності методом імпульсного підігріву терморезистора опору у даній роботі проведено дослідження можливих похибок, які пов'язані з явищем конвекції в досліджуваній рідині, кількісно оцінено ці похибки і розроблено рекомендації, спрямовані на підвищення точності вимірювання:

1. При проектуванні мобільного апарату для вимірювання ТФВ рідин необхідно враховувати індивідуальні властивості досліджуваних рідин та створити максимально можливе рівномірне нагрівання або охолодження посуду з досліджуваним матеріалом. Для зменшення похибки вимірювань, яка виникає за рахунок впливу явища конвекції у рідинах, необхідно проводити вимірювання за мінімальної різниці температури нагрівача та навколишнього середовища, а також використовувати посуд мінімального діаметру.

2. З зменшенням діаметру посудини зменшується інтенсивність руху рідини при вільній (природній) конвекції.

3. При вимірюванні температури розігріву терморезистора опору діаметр пробірки має бути не більше 10 мм. В цьому випадку похибка вимірювання температури розігріву терморезистора опору за рахунок природної конвекції не буде перевищувати 0,35%, що не створить значного вкладу в загальну похибку вимірювання ТФВ.

4. Зважаючи на малі розміри зонду і, порівняно з іншими методами короткий час вимірювання ТФХ (1–10 сек.), метод імпульсного підігріву терморезистора опору можна використовувати як при вимірюванні теплофізичних характеристик, так і для досліджень інтенсивності конвекції в рідинах та газах. Також, завдяки невеликим своїм розмірам, терморезистор опору має малу теплову

інерційність, що дозволяє спостерігати швидкоплинні теплові процеси в рідинах і газах.

5. Конструкція розробленого апарату відкриває широкі перспективи застосування методу імпульсного підігріву терморезистора опору в різних галузях промисловості.
6. Одержані в результаті досліджень співпадають з опублікованими в літературі даними, що підтверджує можливість використання методу імпульсного підігріву терморезистора опору для вимірювання ТФВ біологічних матеріалів. Цей метод має ряд переваг перед іншими методами, а саме:
  - для визначення теплопровідності необхідно вимірювання тільки одного параметра - опору терморезистора опору (напруги на ньому), що спрощує схемотехнічне рішення апарату;
  - висока точність вимірювань;
  - малі розміри терморезистора опору дозволяють досліджувати малі дози досліджуваного біологічного матеріалу та ТФВ неоднорідних в просторі біологічних матеріалів;
  - простота вимірювальної комірки та конструкції апарату дозволяє створювати мобільні апарати для одночасного вимірювання значної кількості біологічних зразків, що значно зменшує час досліджень.

3. При вимірюванні теплопровідності біологічних матеріалів необхідно враховувати їх властивість змінювати свій стан з часом. Так кров та її розчини з часом розділяється більш легкі фракції (плазма) розчину залишається в верхній частині посудини, а більш важкі фракції розчину (форменні) - в нижній частині. Відповідно і дослідження таких речовин необхідно проводити або до того часу коли вони ще не встигають змінити свій стан, або проводити дослідження комплексно.

4. Проведені дослідження теплопровідності біологічних рідин підтверджують, що для більшості досліджених рідин з підвищенням температури коефіцієнт теплопровідності  $\lambda$  збільшується. Виняток 96% розчин етилового

спирту у воді та білок курячого яйця. Коефіцієнт теплопровідності досліджуваних біологічних рідин знаходиться приблизно в межах від  $0,3 \div 0,7 \text{ Вт/(м*К)}$ .

10. В результаті аналізу даних вимірювання з'ясовано, що значною і основною причиною виникнення похибки при дослідженнях є похибка оператора при дозуванні об'єму суміші, при підготовці суміші та апарату до проведення досліджень (недостатній об'єм суміші, недостатнє розмішування суміші та її нагрівання, забруднення зонду, механічне пошкодження зонду тощо), недотримання режимів та послідовності процедури розмішування;

Для усунення цих похибок необхідно розробити покрокову методику проведення досліджень та інструкцію користувача надалі дотримуватися послідовності операцій при проведенні досліджень.

## **РОЗДІЛ 6. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ " Визначення теплопровідності біологічних матеріалів "**

### **6.1. Опис ідеї проекту**

В межах підпункту слід послідовно проведено аналіз та подано у вигляді таблиць:

- зміст ідеї (що пропонується);
- можливі напрямки застосування;
- основні вигоди, що може отримати користувач товару (за кожним напрямком застосування);
- чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників;

Перші три пункти подаються у вигляді таблиці (табл. 6.1) і дають цілісне уявлення про зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 6.1 Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
------------	-----------------------	------------------------

Пропонується новий простий експрес-метод вимірювання теплофізичних властивостей біоматеріалів при спеціальних діагностичних процедурах і лікування захворювань в медицині, вивчення біологічних явищ в біології, які вимагають багаточисельних та надійних даних про теплофізичні властивості біоматеріалів.	1. В медичній діагностиці для визначення наявності та ступеню імунологічної реакції	Експрес-метод для визначення наявності та ступеню алергічної реакції (харчової, побутової алергії. Або алергії на медичні препарати
	2. Дослідження ТФВ біоматеріалів для оцінки моделей теплопередачі в тканинах (термографія, збереженні органів при трансплантації, застосування гіпотермії та гіпертермії, при опікових травмах, в кріохірургії та дослідженні обморожень)	Простий метод вимірювання ТФВ біоматеріалів, який дозволяє використовувати мінімальну кількість досліджуваних матеріалів
	3. В харчовій промисловості для дослідження технології приготуванні їжі, зберігання продуктів харчування, яке потребує нагрівання та охолодження продуктів	Швидка та точна процедура для одночасного дослідження ТФВ кількох зразків харчових продуктів
	4. При вивченні комфортного стану людини	Мобільна діагностика комфортного стану пацієнта в домашніх умовах.
	5. Використання в якості персонального пристрою для дослідження ТФВ різноманітних матеріалів	Простий та дешевий пристрій та швидка процедура дослідження ТФВ різноманітних матеріалів в лабораторних та польових умовах.

Основна відмінність даної методики полягає в можливості швидкого і точного експрес-методу вимірювання ТФВ багаточисельних зразків біологічних матеріалів, дані яких використовуються з діагностичною та терапевтичною метою в медицині та в харчовій промисловості для визначення термічних режимів обробки продуктів харчування та оптимальних технічних характеристик технологічного обладнання.

## 6.2. Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає:

- визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;

- визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводиться збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- проводиться порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 6.2).

Таблиця 6.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні властивості	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Конкурент 1 – Метод психіатричної діагностики	Конкурент 2 – Метод клінічної діагностики			
1	Час вимірювання	10 хв.	30 хв.	15 хв.	Обстеження може проводитися лаборантом після спеціального навчання	Неінвазивна методика	Отримання результатів відразу після дослідження
2	Кількість зразків	4	2	1	Необхідний час для підготовки зразків		Одночасне вимірювання 4-х зразків
3	Мобільність	Може бути персональним	Може проводитися персонально	Проводиться в лабораторних умовах	Необхідність повного комплекту обладнання	Малооб'ємне устаткування	Незалежність від стаціонару
4	Достовірність результатів	Залежить від дотримання методики дослідження	Суб'єктивна оцінка тестом	Проводиться висококваліфікованим персоналом	Задається алгоритмом обробки даних вимірювання	Визначення типових станів	Висока достовірність при дотриманні методики
5	Інвазивність	Неінвазивна	Неінвазивна	Неінвазивна	Необхідність попередньої підготовки досліджуваних зразків матеріалів		

На основі переліку слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару формується його конкурентоспроможність.

### 6.3. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару).

Таблиця 6.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Доступний моніторинг наявності дестабілізуючих факторів	Використання ПК та мобільного пристрою	Апаратура є розробленою	Мобільний апарат для вимірювання ТФХ та ПК є у вільному доступі
2	Математичне моделювання	Методи математичного аналізу, статистики	Розроблені та методики обрахунку	Методика описана в літературі
3	Доступність методики	Лабораторна установка	Наявний апаратний комплекс та ПК	У вільному доступі
4	Розробка апарату, на основі проведених досліджень	Технологія 3D моделювання та друку, механічна обробка, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Відносно доступні

Висновок: згідно з даними наведеними в таблиці 4.3 можна зробити висновок, що можливість технологічної реалізації даного проекту досить висока. Оскільки, технології, що використовуються при розробці продукту відносно доступні та включають поєднання існуючих доступних технологій та математичного моделювання.

#### 6.4. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 6.4).

Таблиця 6.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
-------	--------------------------------------	----------------

1	Кількість головних гравців, од	4 ТОВ «Імунолог» (Вінниця); ТОВ «НВП «Символ»» (Київ); ФДБО ВПО «Московський авіаційний інститут» (Москва, Росія); «ANTER CORPORATION» (США)
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	820 000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу	Якісна апробація результатів.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Калібрування та повірка. Сертифікація дозволу на впровадження медичних досліджень. Вимоги щодо безпечності та нешкідливості.
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60

Отже, даний ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням, за умови наявності сертифікованого дозволу на впровадження медичних досліджень, є привабливим для входження: високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 6.5).

Таблиця 6.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Гнучкість методики	Лікувально-діагностичні, медичні установи; реабілітаційні центри; медичні лабораторії; науково-дослідні установи.	Особливості експлуатації	- випробувана продукція - надійний сервіс в разі потреби
2	Швидка доступність кожному клієнту	Діагностичні центри, наукові дослідження	Швидкість діагностики та отримання результату, рентабельність	- запатентована методика - компанія з відомим ім'ям

Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому

впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. №№ 6.6-6.7).  
Фактори в таблиці подавати в порядку зменшення значущості.

Таблиця 6.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Достовірність результатів	Не точна методика	Перехід на іншу методику чи розвиток існуючої
2	Низький попит	Наявність власних методик у клієнтів	Завоювання ринку покращенням сервісу
3	Технічне обслуговування	Унікальність діагностичного обладнання	Перехід на більш популярні методи

Таблиця 6.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Потреба в методиці	Актуальна розробка з низькою собівартістю	Залучення іноземних партнерів
2	Різкий попит	Необхідність методики	Відкриття регіональних представництв
3	Зростання рівня доходів населення	Збільшення кількості продажів, підвищення ціни	Збільшення одиниць товару, підвищення ціни.
4	Впровадження нових технологій	Якісне покращення основних параметрів продукту	Підвищення попиту та ціни

Надалі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 6.8).

Таблиця 6.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Тип конкуренції - монополія/олігополія/ монополістична/чиста	чиста	Підвищувати якість методики
2. За рівнем конкурентної боротьби - локальний/національний/...	Локальний	Співпрацювати з мережами медичних закладів
3. Внутрішньогалузева		Формування ринкової вартості товару.
4. Конкуренція за видами товарів:	товарно-родова	Укріплення штату та дослідження в заданому напрямку
5. За характером конкурентних переваг - цінова / нецінова	цінова	Підвищення довіри від клієнтів
6. За інтенсивністю - марочна/не марочна	марочна	Затвердження власної маоки на ринку



Після аналізу конкуренції проводиться більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера) (табл. 6.9).

Таблиця 6.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Методика імунологічного аналізу пацієнта Спосіб вимірювання ТФВ Методи дослідження ТФВ біологічних матеріалів	1. ТОВ «Імунолог» (Вінниця); 2. ТОВ «НВП «Символ»» (Київ);	НМЦ «Медінтех»	Обсяги закупок; Контроль якості; Змінні витрати; Система інформації; Прибутки;	Ціна; Змінні витрати; Лояльність споживачів
Висновки:	При вузькоспеціалізованій сфері конкуренція є високою в боротьбі з найкращі методи дослідження ТФВ.	Є можливість входу на ринок при якісній методиці. Прямих конкурентів немає. Строк виходу на ринок обмежується отриманням ліцензії.	Виготовлення апаратури на базі постачальників.	Постійна технічна підтримка апаратів та удосконалення методик.	Без обмежень

За результатами аналізу таблиці 4.9 можна зробити висновок, що в даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. Також проект якісно відрізняється від проектів-конкурентів (забезпечується точність виміру з можливістю аналізу, мобільність та доступність споживачам, забезпечується комплексний підхід).

На основі аналізу конкуренції (табл. 6.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 6.2), вимог споживачів до товару (табл. 6.5) та факторів маркетингового середовища (табл. № 6.6 - 6.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 6.10.

Таблиця 6.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Мобільність	Може використовуватися як в лабораторних умовах так і в персональних цілях

2.	Достовірність результатів	Забезпечується якісним математичним аналізом
3.	Комплексний підхід	На основі діагностики можливе точне визначення процедури лікування в медицині та визначення оптимального режиму термічної обробки продуктів в харчовій промисловості.
4.	Доступність	Забезпечується використанням існуючих методами діагностик

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 6.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 6.11).

Таблиця 6.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Визначення теплопровідності біологічних матеріалів»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів у порівнянні з «Tredex»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Точність отриманих результатів	12				+			
2	Можливість аналізу результатів	15			+				
3	Комплексний підхід	10					+		
4	Доступність пацієнтам	15					+		
5	Простота реалізації	18			+				
6	Мобільність	17		+				+	
7	Технічне обслуговування	15						+	

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 6.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 6.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. На-приклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 6.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

<p><b>Сильні сторони:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• інноваційний характер;</li> <li>• запатентована методика;</li> <li>• низька собівартість;</li> <li>• мобільність;</li> <li>• впровадження результатів (розробка приладу);</li> <li>• величина значення напрацювання на відмову (для розробленого приладу) вище середньої для даного класу обладнання;</li> <li>• висока точність та можливість аналізу отриманих результатів.</li> <li>• Використання існуючих методів;</li> <li>• Обласні дослідження та вплив;</li> <li>• Вплив конкретними частотами;</li> <li>• Впровадження результатів;</li> <li>• Низький коефіцієнт відмов</li> <li>• Отримання результаів відразу після дослідження</li> <li>• Одночасне вимірювання 4-х зразків</li> <li>• Незалежність від стаціонару</li> </ul>	<p><b>Слабкі сторони:</b></p> <p>початківець на ринку;</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• можливість поломок;</li> <li>• вузька спеціалізованість;</li> <li>• відсутність клінічних/доклінічних випробувань;</li> <li>• не досконалість методики;</li> <li>• Унікальність біологічного матеріалу обробки кожного зразка;</li> <li>• Вузька спеціалізованість;</li> <li>• Унікальне ПЗ для обробки результатів</li> <li>• Обстеження може проводитися лаборантом після спеціального навчання</li> <li>• Необхідний час для підготовки зразків</li> <li>• Необхідність повного комплексу обладнання</li> <li>• Необхідність попередньої підготовки досліджуваних зразків матеріалів</li> </ul>
<p><b>Можливості:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• надовго закріпитись на ринку товарів;</li> <li>• конкурентоспроможність;</li> <li>• інвестування іноземних компаній;</li> <li>• модифікація існуючих апаратів та створення нових;</li> <li>• збільшення обсягів продажів;</li> <li>• Актуальна розробка з низькою собівартістю</li> <li>• Необхідність методики</li> <li>• Збільшення кількості продажів, підвищення ціни</li> <li>• Якісне покращення основних параметрів продукту</li> </ul>	<p><b>Загрози:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• зниження доходів потенційних споживачів;</li> <li>• розвиток новітніх технологій;</li> <li>• дешевий імпорт;</li> <li>• збільшення конкуренції на ринку медичної апаратури;</li> <li>• зниження попиту на продукцію.</li> <li>• Не точна методика</li> <li>• Наявність власних методик у клієнтів</li> <li>• Унікальність діагностичного обладнання</li> </ul>

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 9, аналіз потенційних конкурентів).

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 6.13).

Таблиця 6.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтованій комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Залучення нових споживачів — рекламувати товар в різноманітних профільних медичних та науково-дослідних установах для створення стійкого попиту та заохочення.	Ймовірність висока, оскільки якщо дана альтернатива виявиться новітньою розробкою, споживачі запитуватимуть продукт у посередників, а ті в свою чергу – у виробника.	2 роки
2	Встановлення високої первинної ціни на новий товар для поступового отримання	Ймовірність мала, оскільки існує	6 місяців

	максимального прибутку з усіх сегментів ринку, готових заплатити високу ціну. Компанія отримає менші обсяги продажу за більшого прибутку з кожної реалізованої одиниці товару.	альтернативна конкуренція на ринку.	
3	Встановлення низької ціни на новий товар для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої долі ринку.	Ймовірність висока, оскільки даний проект має велику кількість переваг, є інноваційним, що в поєднанні з низькою ціною створить великий попит серед споживачів.	5 місяців

На основі аналізу, таблиці 6.13 можна зробити висновок: з зазначених альтернатив обираємо третю, оскільки для даної альтернативи отримання ресурсів є найбільш простим та надійним, строки реалізації та визнання на ринку відбудуться в найкоротші терміни.

### 6.5. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає ви-значення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 6.14).

Таблиця 6. 14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
1	Медично-діагностичні установи усіх форм власності	Готові при наявності доказової бази та дозвільних документів	50-60%	Низька інтенсивність	Наявні обмеження
2	Науково-дослідні установи, зацікавлені у теплофізичних дослідженнях біологічних матеріалів	Готові при наявності доказової бази	30-50%	Середня інтенсивність	Наявні обмеження
3	Індивідуальні споживачі, зацікавлені у теплофізичних дослідженнях біологічних матеріалів	Готові, при наявності потреби	10%	Низька інтенсивність	Без обмежень
Які цільові групи було обрано: медично-діагностичні та науково-дослідні установи.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів потенційний попит може виникнути від науково-дослідних установ, зацікавлених у теплофізичних дослідженнях біологічних матеріалів, проводячи стратегію концентрованого маркетингу.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку (табл. 6.15).

Таблиця 6.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможності позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Встановлення низької ціни на новий товар для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої долі ринку.	Стратегія диференційованого маркетингу	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Комплексний підхід;</li> <li>• Доступність пацієнтам;</li> <li>• Простота реалізації;</li> <li>• Мобільність;</li> </ul>	Стратегія диференціації

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 6.16).

Таблиця 6.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурентів, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	Забирати існуючих у конкурентів.	Так. Суть товару в поєднанні сукупності існуючих властивостей.	Стратегія заняття конкурентної ніші.

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. табл. 6.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 6.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 6.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 6.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 6.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Забезпечує високу точність вимірювань основних параметрів; Можливість аналізу отриманих результатів; Гнучкість методики; Доступність кожному клієнту;	Стратегія диференціації	Комплексний підхід; Доступність клієнтам; Мобільність;	За показниками якості; За сферою застосування; За різновидом товару.

Результатом виконання підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначає напрями роботи стартап-компанії на ринку, ключову конкурентоспроможність позиції власного стартап-

проекту, вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту.

### 6.6. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 6.18 потрібно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 6.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вимога, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Точність	Забезпечує високу точність вимірювань основних параметрів.	Точність вимірювання забезпечується використанням інноваційної цифрової апаратури.
2	Аналіз	Дає можливість аналізу отриманих результатів та формування бази даних.	Якісний аналіз результатів забезпечується математичним аналізом та використанням комп'ютерного ПЗ.
3	Доступність	Доступність кожному клієнту.	Простота реалізації та невисока вартість.
4	Мобільність	Зручна та мобільна конструкція.	Мобільність конструкції.
5	Захист від копіювання	Запатентована методика та метод.	Запатентована методика.

Надалі розробляється трирівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 6.19).

Таблиця 6.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Методика діагностики та лікування нервових розладів, яка забезпечує швидке отримання діагнозу стану пацієнта з можливістю його аналізу, та програму терапевтичних заходів. Розробка ультразвукового випромінювача, на основі проведених досліджень.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Економічні	Вартість обслуговування	Відносно невисока
	2. Технічні	Вид сигналу	Імпульсний, ультразвуковий
	3. Надійності	Строк безвідмовної роботи	4 роки
	4. Технологічні	Трудомісткість виготовлення	Проста реалізація проекту
	5. Ергономічні	Зручність управління	Зручне
	6. Транспортабельність	Мобільність	Мобільне устаткування
	Якість: патент на корисну модель, технічний регламент щодо медичних виробів.		
	Пакування: коробка з гофрокартону.		
	Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» Метод визначення теплофізичних характеристик біологічних матеріалів»		

III. Товар із підкресленням	До продажу: можливість аналізу та виключення негативних результатів на основі аналізу.
	Після продажу: можливість створення нових та модифікації існуючих апаратів для вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів.
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування методики та пристрою.	

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне ви-значення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субститути, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 6.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 6.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	Імунотермісторний аналізатор ІТА-5	105 000 грн.	12-15 000 грн.	400/1000 грн.
2	Прилад «Режим-1»	77 560 грн.		300/1200 грн.
3	Прилад «QuickLine-30» від компанії «Екофарм»	160 000 грн.		

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 6.21):

- проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
- вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
- вибір та обґрунтування виду посередників.

Таблиця 6.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Орієнтація на регулярні поставки	Встановлення контактів із споживачами та підтримка їх Формування попиту і стимулювання збуту	0 (без посередників)	Власна система збуту

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 6.22).

Таблиця 6.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Орієнтація на регулярні	Формальні/неформальні канали	Комплексний підхід;	Інформування споживачів; Стимулювання продажу;	Даний продукт є

	поставки	комунікацій	Доступність пацієнтам; Мобільність;	Пошук вигідних партнерів;	інноваційним та унікальним
--	----------	-------------	--	---------------------------	----------------------------

Результатом пункту 6.5 є ринкова (маркетингова ) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

### **Висновки до розділу**

1) Можливість ринкової комерціалізації проекту досить висока, оскільки наявний високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; позитивна динаміка ринку медичного обладнання; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

2) Даний проект має всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. За більшістю показників він якісно відрізняється від проектів-конкурентів, має достатню кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним.

3) Для даного проекту обрано було альтернативу (варіант) впровадження, яка базується на встановленні низької ціни на новий продукт для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку при найбільш простому та надійному отриманні ресурсів є найбільш простим та надійним, а терміни реалізації найкоротшими.

Отже, подальшу імплементацію проекту можна вважати доцільною.

## **ВИСНОВКИ ДО МАГІСТЕРСЬКОЇ ДИСЕРТАЦІЇ**

При вирішенні завдань, поставлених у магістерській роботі «Визначення теплопровідності біологічних матеріалів» і проведення досліджень були досягнуті наступні основні наукові та практичні результати:



1. В результаті аналізу існуючих методик вимірювання теплофізичних характеристик біологічних матеріалів було вдосконалено метод визначення ТФХ біологічних матеріалів по температурі нагріву терморезистора опору.

2. Сформовані основні вимоги до апарату та програмного забезпечення апарату такого типу;

3. Розроблено відповідне програмне забезпечення для визначення теплопровідності досліджуваних зразків у відповідності з вимогами для вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів.

4. На основі проведених досліджень обґрунтовано використання методу імпульсного підігріву терморезистора опору при дослідженні ТФХ біологічних матеріалів в діагностичних цілях.

5. Розроблено принцип побудови нового класу апаратів для вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів з вбудованим USB-блоком на основі новітніх методів визначення теплофізичних властивостей біологічних матеріалів;

6. Розроблена методика роботи і порядок роботи з апаратом;

7. Для підтвердження правильності вибору методу вимірювання теплофізичних властивостей біологічних матеріалів виконані дослідження по вимірюванню ТФХ ряду біологічних матеріалів. Проведені дослідження підтвердили правильність вибраної концепції.

Результати виконаних досліджень у вигляді розробленого апарату та програмного забезпечення можуть бути використані при визначенні імунологічної реакції у пацієнта, що значно підвищить ефективність лікування та скоротить його термін. Також результати дисертації можна використати при дослідженнях по вдосконаленню технологічних процесів термічної обробки харчових продуктів та для розробки оптимальних економічних та технічних характеристик технологічного обладнання в харчовій промисловості.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Jeunghwan Choi, John C. Bischof, Review of biomaterial thermal property measurements in the cryogenic regime and their use for prediction of equilibrium and non-equilibrium freezing applications in cryobiology, *Cryobiology* 60 (2010) 52–70.
2. Акбашев В. А., Ледянкина И. А. Дифференциальная диагностика кровоподтеков и трупных пятен методом определения коэффициента их теплопроводности // Актуальные аспекты судебной медицины. – Ижевск, Экспертиза, 2001. – С. 90-92.
3. Liang, X. M. et al. High accuracy thermal conductivity measurement of aqueous cryoprotective agents and semi-rigid biological tissues using a microfabricated thermal sensor. *Sci. Rep.* 5, 10377; doi: 10.1038/srep10377 (2015).
4. J.C. Chato, Measurement of thermal properties of biological materials, in: A. Shitzer, R.C. Eberhart (Eds.), *Heat Transfer in Medicine and Biology*, Plenum Press, New York, 1985, pp. 167–192.
5. Патент 7178 А Україна, МПК (2006):А 61В 10/00. Пристрій для реєстрації алергічних реакцій / Пухлик Б.М.; Зайков С.В.; Лоянич О.М.; Заявник и власник Колективне впроваджувальне мале підприємство "Імунолог". – № 94011978; заявл. 31.03.1994 ; опубл. 30.06.1995, бюл. № 2/1995.
6. Деклараційний патент 63844 А Україна, МПК (2006): А61 В 5/00. Пристрій для реєстрації процесів у біологічних пробах / Гладких Ю.В.; Зайков С.В.; Пухлик Б.М.; Лоянич О.М.; Гладких В.Ю.; Лобинцева Г.С.; Заявник и власник ТОВ Інститут Клітинної Терапії. – № 2003098744; заявл. 25.09.2003; опубл. 15.01.2004, бюл. № 1/2004.
7. Патент на корисну модель 58440 Україна, МПК (2011.01):А 61В 5/00. Спосіб діагностики харчового несприйняття / Передерій В.Г.; Мартинчук О.А.; Заявник и власник Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця. – № u201011843; заявл. 06.10.2010; опубл. 11.04.2011, бюл. № 7/2011.
8. Кавун Э. Н. Иммунотермисторная установка / Э. Н. Кавун // Медтехника. – 1979. – №4. – С. 34-35.

9. Патент 730349 СРСР МПК А 61 В 10/00. Способ исследования реакции агглютинации / Х.К. Кадыров, Х.В. Тураханов, Н.Ю. Кочеровская, А.И. Николаев.; Заявник и власник Ордена Трудового Красного Знамени институт кибернетики с вычислительным центром АН Узбекской ССР и Среднеазиатский медицинский педиатрический институт. – № 2668895/28-13; заявл. 04.07.1978 ; опубл. 30.04.1980, бюл. № 16.

10. Патент 1257521 СРСР МПК: G01N 33/53 Система для анализа иммунологических реакций / И.Г. Ханин, Ю.М. Лопухин, В.В. Лаврентьев, В.В. Каменская, В.В. Зуб, Л.В. Новицкая-Усенко, Р.В. Петров, Г.Я. Бугаенко, Н.И. Хомяков, Г.В. Дзяк.; Заявник и власник Предприятие Пя Г-4220, Днепропетровский медицинский институт. – № 3661389/28-14; заявл. 12.07.1983 ; опубл. 15.09.1986, бюл. № 34.

11. Патент на винахід 113044 Україна, А61В 5/05 (2006.01), G01N 33/487 (2006.01), G01N 33/53 (2006.01), G01N 25/18 (2006.01), G01K 7/22 (2006.01). Пристрій та спосіб реєстрації теплових процесів у біологічних пробах / Мартинчук О.А.; Матвієнко С. М.; Вислоух С.П.; Заявник и власник Мартинчук О.А.; Матвієнко С. М.; Вислоух С.П.; заявл 04.04.2016; опубл. 25.11.2016, Бюл.№ 22/2016.

12. Anderson G.T. A self-heated thermistor technique to measure perfusion / G.T. Anderson, J.W. Valvano, R.R. Santos // Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Tenth Annual Meeting. – 1988. – Vol.109, No.4. – P. 776-777.

13. N. M. Kharalkar and J. W. Valvano, "Finite element analysis and experimental verification of multilayered tissue characterization using the thermal technique," Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, – 2006.vol. 1, pp. 3182 - 3185.

14. James Baish, Thermal Conductivity Measurement of Biomaterials, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, First published: 14 April 2006

15. ТЕПЛОВОЙ КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ОБЪЕКТОВ РАСТИТЕЛЬНОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ, Чуриков А.А., Дивин А.Г.1, Егоров А.С., Мочалин С.А. IV МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ

«Современные методы и средства исследований теплофизических свойств веществ» 17 – 18 мая 2017 года Сборник трудов Санкт-Петербург 2017

16. Колесник, А.А. Факторы длительного хранения плодов и овощей / А.А.Колесник. - М.: Госторгиздат, 1959. — 356 с.

17. Метлицкий, Л.В. Биохимия плодов и овощей / Л.В. Метлицкий.- М.:Экономика,1970. — 271 с.

18. Жадан В. З. Теплофизические основы хранения сочного растительного сырья на пищевых предприятиях/В. З. Жадан. — М. : Пищевая промышленность, 1976. —238 с.

19. Пособие по теплотехническому расчету зданий для хранения и переработки картофеля и овощей. – М. – 1988.- 30 с.

20. Гинзбург, А. С. Теплофизические характеристики картофеля, овощей и плодов / А. С. Гинзбург, М. А. Громов. — М. : Агропромиздат, 1987. — 272 с.

21. Филиппов В.И. Применение методов регулярного теплового режима для определения теплофизических характеристик пищевых продуктов / В.И. Филиппов // Научный журнал НИУ ИТМО. Серия «Процессы и аппараты пищевых производств». – 2015. – № 3. – С. 22-30.

22.<http://agromaster.by/assets/files/Banadisev%2020Specifika%20aktivnogo%20ventilirovania.pdf>

23. J.E. Hill, J.D. Leitman, J.E. Sunderland, Thermal conductivity of various meats, Food Technology 21 (1967) 91–96.

24. T.E. Cooper, G.J. Trezek, A probe technique for determining the thermal conductivity of tissue, Journal of Heat Transfer (1972) 133–140.

25. J. Grayson, Internal calorimetry in the determination of thermal conductivity and blood flow, Journal of Physiology 118 (1952) 54–72.

26. J.C. Chato, Measurement of thermal properties of biological materials, in: A. Shitzer, R.C. Eberhart (Eds.), Heat Transfer in Medicine and Biology, Plenum Press, New York, 1985, pp. 167–192.

27. M.M. Chen, K.R. Holmes, V. Rupinkas, Pulse-decay method for measuring the thermal conductivity of living tissues, *Journal of Biomechanical Engineering* 103 (1981) 253–260.
28. M.M. Chen, V. Rupinkas, A simple method for measuring and monitoring thermal properties in tissues. ASME Paper No. 77-WA/HT-42, 1977.
29. V.E. Sweat, Thermal properties of foods, in: M.A. Rao, S.S.H. Rizvi (Eds.), *Engineering Properties of Foods*, Dekker/CRC Press, Boca Raton, 1994, pp. 99–138.
30. H.F. Cook, A physical investigation of heat production in human tissues when exposed to microwaves, *British Journal of Applied Physics* 3 (1952) 1–6.
31. J.O.M. Karlsson, A. Theoretical, Model of intracellular devitrification, *Cryobiology* 42 (2001) 154–169.
32. H.M. Cheng, D.B. Plewes, Tissue thermal conductivity by magnetic resonance thermometry and focused ultrasound heating, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 16 (2002) 598–609.
33. K.R. Diller, J.W. Valvano, J.A. Pearce, Bioheat transfer, in: F. Kreith (Ed.), *The CRC Handbook of Thermal Engineering*, CRC Press, Boca Raton, Florida, 2000, pp. 4114–4187.
34. ASHRAE, Thermal Properties of Foods, *ASHRAE Handbook – Refrigeration*, ASHRAE, New York, 2002, pp. 81–830.
35. H.F. Bowman, E.G. Cravalho, M. Woods, Theory, measurement and application of thermal properties of biomaterials, *Annual Review of Biophysics and Bioengineering* 4 (1975) 43–82.
36. O.R. Fennema, W.D. Powrie, E.H. Marth, *Low-Temperature Preservation of Foods and Living Matter*, Marcel Dekker, Inc., New York, 1973.
37. F.A. Duck, *Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book*, Academic Press, London, 1990.
38. R. Cogger, B. Rubinsky, D.E. Pegg, Dependence of probability of vitrification on time and volume, *Cryo Letters* 11 (1990) 359–372.
39. M. F. van Gelder A thermistor based method for measurement of thermal conductivity and thermal diffusivity of moist food materials at high temperatures:

Dissertation of Doctor of Philosophy in Biological Systems Engineering / Maarten F. van Gelder. – Blacksburg, Virginia, 1998. – 160 p.

40. Рекомендации по разработке методики введения поправок на систематические погрешности измерений теплофизических свойств веществ / С. В. Пономарев, А. Г. Дивин, П. В. Балабанов [и др.] // Метрология. – 2013. – № 10. – С. 38 – 47.

41. Управление качеством продукции. Инструменты и методы менеджмента качества : учебное пособие / [С. В. Пономарев, С. В. Мищенко, В. Я. Белобрагин и др.]. – Москва : РИА «Стандарты и качество», – 2005. – 248 с.

42. Управление качеством процессов и продукции. Кн. 2: Инструменты и методы менеджмента качества процессов в производственной, коммерческой и образовательной сферах : учебное пособие / С. В. Пономарев, Г.А. Соседов, Е.С. Мищенко [и др.] ; [под ред. д-ра техн. наук. проф. С. В. Пономарева]. – Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», – 2012. – 212 с.

43. Мищенко, С. В. Использование методологии решения проблем, инструментов и методов менеджмента качества при выполнении научных исследований / С. В. Мищенко, С.С.С. Аль-Бусаиди, Г.А. Соседов [и др.] // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2012. – № 1. – С. 6 – 18.

44. ДСТУ 2681-94 Державна система забезпечення єдності вимірювань. МЕТРОЛОГІЯ. Терміни та визначення. — Вид.офіц . — Київ : Держстандарт України, 1998 . – 67 с. – (Держстандарт України) .

45. Atkins R.T. Thermistor - based thermal conductivity measurement system / R.T. Atkins, E.A. Wright // U.S. Army Corps of Engineers Cold Regions Research & Engineering Laboratory, Special Report 90-24. – 1990. – P. 1-11.

46. Kharalkar N. M Pulse-power integrated-decay technique for the measurement of thermal conductivity / N. M Kharalkar, L. J Hayes, J. W Valvano // Measurement Science and Technology. – 2008. – Vol.19, No. 7. – P. 1-10.

47. Матвієнко С. М. Дослідження теплопровідності матеріалів за допомогою методу імпульсної термістометрії / С. М. Матвієнко, М. В. Філіппова, О.А.

Мартинчук // Вісник Кременчуцького національного університету ім. М. Остроградського. – 2015. – Вип.6(95). – С. 106-112.

48. Акуленко Д. В. Измерение коэффициента теплопроводности среды с использованием термистора прямого подогрева / Д. В. Акуленко, А. Н. Агапов, И. Г. Проценко // Проблемы техногенной безопасности и устойчивого развития: сборник научных статей молодых ученых, аспирантов и студентов ФГБОУ ВПО "ТГТУ". – 2012. – Вып. III. – с.49–52.

49. Патент на корисну модель 119756 України, G01N 25/18 (2006.01) Пристрій для вимірювання коефіцієнта теплопровідності різноманітних речовин / Матвієнко С.М., Вислоух С.П., Терещенко М.Ф., Матвієнко А.М.; заявл. 29.03.2017, опубл. 10. 10. 2017, Бюл. №19 /2017

50. Matvienko S. Determination thermal and physical characteristics of liquids using pulse heating thermistor method / S. Matvienko, A. Matvienko, S. Vysloukh, O. Martynchyk // International Journal of Engineering Research and Science. – 2016. – Vol.2, Iss. 5. – P.250-258; ISSN №2395-6992.

51. Матвієнко С. М. Підвищення точності вимірювання теплопровідності рідин методом прямого підігріву термістора / Матвієнко С. М., Вислоух С. П. // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2016. – № 6. – С. 85–93.

52. Прибор «Режим - 1» для измерения теплофизических свойств различных веществ и материалов [Електронний ресурс] / Д.С. Симанков. — Режим доступу: <http://www.scienceforum.ru/2013/pdf/8685.pdf>

53. Зотов В. Принципы построения систем температурного контроля на NTC-термисторах компании Epcos / В. Зотов // Компоненты и технологии. – 2007. №6. – С. 32-38.

54. General Technical Information for NTC Thermistors, EPCOS [Електронний ресурс] / Сайт «[europe.electrocomponents.com](http://europe.electrocomponents.com)» — Режим доступу: <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/01d5/0900766b801d5c00.pdf>

55. General Technical Information, EPCOS AG 2002. Reproduction, publication and dissemination of this brochure and the information contained therein without EPCOS' prior express consent is prohibited [Електронний ресурс] / Сайт

«Mouser Electronics». — Режим доступа: <http://www.mouser.com/ds/2/136/B3574-50177.pdf>

56. Thermistors [Електронний ресурс] / Сайт «Mitsubishi Materials Corp». — Режим доступа: <http://www.mmc.co.jp/adv/dev/english/contents/thermistor/index.html>

57. Електронний ресурс. Режим доступа: <http://www.semitec.co.jp/uploads/english/sites/2/2017/03/P8-F-micro-Thermistor.pdf>

58. Електронний ресурс. Режим доступа: <http://www.semitec.co.jp/uploads/english/sites/2/2017/03/P9-JT-Thermistor.pdf>

59. Електронний ресурс. Режим доступа: <http://www.sensorsci.com/glass-probe-thermistors>

60. Matvienko S. Increasing accuracy of measuring thermal conductivity of liquids by using the direct heating thermistor method / S. Matvienko, S. Vysloukh, O. Martynchyk // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. – 2016. – Vol. 4, No.5(82). – P. 20-30. – Way of Access : DOI : 10.15587/1729-4061.2016.75459.

61. Матвієнко С. М. Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, А. М. Матвієнко // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2017. – № 4. – С. 121–130.

62. John Bishop, Thermistor Temperature Transducer to ADC Application, Advanced Analog Products/Op-Amp Applications, Application Report, SLOA052 - September 2000

63. Art Kay, TI Designs – Precision: Verified Design, RTD to Voltage Reference Design Using Instrumentation Amplifier and Current Reference, TIDU969- May 2015

64. Електронний ресурс. Режим доступа: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD623.pdf>

65. Орлов М.Е. Теоретические основы теплотехники. Тепломассообмен: учебное пособие // Ульяновский гос. техн. ун-т. – Ульяновск : УлГТУ, 2013. – 204 с.



66. Врагов А.П. Теплообмінні процеси та обладнання хімічних і газонафтопереробних виробництв // Навч. посібник. – Суми: Вид-во СумДУ, 2006. – 262 с.
67. Woodbury K.A. An experimental and analytical investigation of liquid moisture distribution in roof insulating systems. Ph.D. thesis in Mechanical Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University. – 1984.
68. Терещенко М.Ф. Принципи побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів / Терещенко М.Ф., Кирилова А.В. // Вісник НТТУ «КПІ». Серія приладобудування.- 2010.- Вип.40 . С.136-143.
69. Тимчик Г.С., Скицюк В.І., Вайнтрауб М.А., Ключко Т.Р. Відчутники контрольно-вимірювальних систем: монографія // ТР-К.: НТУУ «КПІ». –2008.
70. Тимчик Г.С., Скицюк В.І., Вайнтрауб М.А., Ключко Т.Р. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень // К.: МП Леся. – 2004.
71. Maarten F., Gelder V. A thermistor based method for measurement of thermal conductivity and thermal diffusivity of moist food materials at high temperatures // Dissertation research report, – 1998.
72. Kravets R.R. Determination of thermal conductivity of food materials using a bead thermistor. Ph.D. thesis in Food Science and Technology, Virginia Polytechnic Institute and State University. – 1988.
73. Справочник по теплопроводности газов и жидкостей / [Н.Б. Варгафтик, Л.П. Филиппов, А.А. Тарзиманов, Е.Е. Тоцкий]. – М.: Энергоатомиздат, – 1990. – 352 с.
74. Цедерберг Н.В. Теплопроводность газов и жидкостей / Н.В. Цедерберг. – М.: Госэнергоиздат, – 1963. – 470 с.
75. H.F. Zhang, L.Q. He, S.X. Cheng, Z.T. Zhai, D.Y. Gao, A dual thermistorprobe for absolute measurement of thermal diffusivity and thermal conductivity by the heat pulse method. Meas. Sci. Technol. 14(8), 1396–1401 (2003)

76. А.С. Гинзбург, М.А. Громов, Г. И. Красовская. Теплофизические характеристики пищевых продуктов. Справочник. Издание второе дополненное и переработанное. Москва, «Пищевая промышленность», 1980, 288.

77. Mattias Gustavsson , Silas E. Gustafsson . Thermal conductivity as an indicator of fat content in milk. *Thermochimica Acta*, 442(1-2): (2006) 1-5. M. Gustavsson, S. E. Gustafsson

78. Tymchik G. Investigation Thermal Conductivity of Biological Materials by Direct Heating Thermistor Method / G. Tymchik, S. Vysloukh, N. Tereshchenko, S. Matvienko. – 2018 IEEE 38th International Conference on ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY (ELNANO), April 24-26, 2018, – Kyiv, Ukraine. – pp. 429-434

79. A.J. Fontana, J. Varith, J. Ikediala, J. Reyes, and B. Wacker THERMAL PROPERTIES OF SELECTED FOODS USING A DUAL NEEDLE HEAT-PULSE SENSOR. Presented at Institute of Food Technologists Annual Meeting Chicago, Illinois at McCormick Place July 24-28, 1999

80. Poppendieck, H.F., Randall, R, Breeden, JA., Chambers, J.E. And Murphy, J.R. Thermal conductivity measurements and predictions for biological fluids and tissues. *Cryobiology*, 1966, Vol.4, 318-327.

81. Матвієнко С. М. Вимірювання коефіцієнта теплопровідності крові пацієнтів методом прямого підігріву термістора / С. М. Матвієнко, А. М. Матвієнко // 16-та Міжнародна науково-технічна конференція "Приладобудування: стан і перспективи". Збірник тез доповідей. / НТТУ «КПІ імені І. Сікорського», Приладобудівний факультет. – Київ, 2017. – С. 112–113.

82. Матвиенко С. Н. Исследование теплопроводности неоднородных биологических растворов методом прямого разогрева термистора/ С. Н. Матвиенко, А. М. Матвиенко, Н. Ф. Терещенко // Материалы X Международной научно-технической конференции "Приборостроение – 2017", г. Минск, Республика Беларусь. Сборник тезисов докладов / БНТУ. – 2017. – С. 110-111.

83. T. A. Balasubramaniam and H. F. Bowman, Thermal conductivity and thermal diffusivity of biomaterials: a simultaneous measurement technique. Trans. ASME, J. Biomech. Eng. 1977; 99:148–154.

# ДОДАТКИ